



Titre: Estimateur lagrangien de mouvement : étude de la taille de la
Title: fenêtre de mesure en élastographie

Auteur: Mayssaa Al-Hayek
Author:

Date: 2000

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Al-Hayek, M. (2000). Estimateur lagrangien de mouvement : étude de la taille de
Citation: la fenêtre de mesure en élastographie [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique
de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/8868/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/8868/>
PolyPublie URL:

**Directeurs de
recherche:**
Advisors:

Programme: Non spécifié
Program:

Université de Montréal

**ESTIMATEUR LAGRANGIEN DE MOUVEMENT :
ÉTUDE DE LA TAILLE DE LA FENÊTRE
DE MESURE EN ÉLASTOGRAPHIE**

**Mayssaa AL-Hayek
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL**

**MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)
Décembre 2000**



**National Library
of Canada**

**Acquisitions and
Bibliographic Services**

**395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada**

**Bibliothèque nationale
du Canada**

**Acquisitions et
services bibliographiques**

**395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada**

Your file Votre référence

Our file Notre référence

The author has granted a non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of this thesis in microform, paper or electronic formats.

The author retains ownership of the copyright in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de cette thèse sous la forme de microfiche/film, de reproduction sur papier ou sur format électronique.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur qui protège cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

0-612-60879-4

Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

**ESTIMATEUR LAGRANGIEN DE MOUVEMENT :
ÉTUDE DE LA TAILLE DE LA FENÊTRE
DE MESURE EN ÉLASTOGRAPHIE**

Présenté par : AL-HAYEK mayssaa

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. MATHIEU Pierre, Ph.D., Président

M. BERTRAND Michel, Ph.D., Membre et directeur de recherche

M. CLOUTIER Guy, Ph.D., Membre

À ma très chère famille

À mes deux anges, Rima et Zena

Remerciements

Tout d'abord, je voudrais remercier mon directeur de recherche, le professeur Michel Bertrand pour ses précieux conseils et critiques tout au long de ce projet, pour son aide et sa disponibilité. En outre, je ne peux oublier l'aide financière qu'il m'a accordée au cours de ma maîtrise.

Je tiens également à remercier Roch Listz Maurice (Ph.D.) qui m'a beaucoup aidée pour réaliser ce travail; je lui suis reconnaissante pour son soutien constant, ses encouragements et pour les longues discussions enrichissantes que nous avons eues.

Je remercie tout particulièrement mon époux, Zafer, pour son soutien et ses encouragements au cours de la réalisation de ce travail.

Mes remerciements vont aussi à Johanne Raymond pour son aide à la révision du présent mémoire de maîtrise.

Je tiens enfin à remercier Lahbib Soualmi (Ph.D.) pour son aide au début de ma maîtrise. Grand merci à tous mes amis à l'IGB avec qui j'ai passé des moments agréables, et aussi à Diane, Louise et Claude.

RÉSUMÉ

Le cancer du sein est une maladie dont l'incidence a considérablement augmenté au cours des deux dernières décennies. Les recherches dans ce domaine sont orientées dans deux directions : le développement de techniques de détection appropriées et efficaces, et l'amélioration des traitements existants. Il a été démontré que si la détection du cancer se fait à un stade *in situ*, la possibilité de guérison est très forte. Cette réalité encourageante a incité beaucoup de chercheurs à trouver une ou des nouvelles techniques de détection.

Plusieurs techniques sont utilisées pour la détection précoce du cancer du sein, les plus courantes étant la palpation, la mammographie et l'échographie mammaire. La palpation est un examen qui peut être fait en clinique par un spécialiste de la santé ou en privé par la femme elle-même; malheureusement, cette technique ne permet pas de détecter de très petites tumeurs ou des tumeurs qui sont assez éloignées de la peau.

La mammographie est un examen radiologique qui permet de détecter des masses profondes et probablement plus petites que celles identifiées à la palpation. Toutefois, cette technique connaît certaines limites, notamment une incapacité à distinguer les

masses molles des masses rigides, des indices importants au niveau du diagnostic; en effet, les statistiques démontrent que la plupart des cancers sont présentés sous forme de nodules durs, alors que les tumeurs bénignes sont souvent molles. La mammographie ne permet pas non plus de détecter des nodules de moins de 0.5 cm. L'échographie mammaire est un complément de la mammographie; cette technique est surtout utilisée pour différencier les tumeurs malignes des tumeurs bénignes.

Dans le cadre du présent projet, nous nous intéressons à une technique d'imagerie par ultrasons, nommée «élastographie». Cette technique a été proposée pour faciliter la détection de cancer du sein chez la femme. L'élastographie utilise la dynamique de la granularité échographique, ou ce qu'on appelle *speckle*, pour estimer la distribution d'élasticité dans le tissu mammaire; cette information sert d'indice de diagnostic. Le but de cette modalité d'imagerie est d'obtenir une image de déformation de tissu (élastogramme) suite à l'application d'une compression externe quasi statique. Cette image de déformation nous informe sur les propriétés élastiques du tissu, c.-à-d. sur la rigidité du tissu.

Plusieurs types de bruits peuvent dégrader la qualité de l'élastogramme : bruit de décorrélation, bruit électronique, etc. Par contre, en réglant certains paramètres, il est possible d'améliorer l'image de déformation. Dans ce projet, nous nous intéressons à l'étude de la taille de la fenêtre de mesure, car il a été démontré que c'est le paramètre qui affecte le plus la qualité de l'élastogramme.

Pour estimer les déformations tissulaires, nous avons utilisé la méthode lagrangienne qui donne des informations quantitatives et qualitatives sur les déformations. Cette méthode utilise un modèle de formation d'images échographiques pour représenter les images avant et après mouvement. Elle procède en compensant le mouvement; l'image résultante du processus de compensation du mouvement est appelée image lagrangienne. L'estimateur du mouvement est formulé par un problème de minimisation non linéaire entre l'image initiale et l'image lagrangienne.

Notre objectif dans ce travail est de trouver une taille optimale de la fenêtre de mesure en élastographie. Pour ce faire, nous avons traité des images simulées et des images expérimentales. Pour nos simulations, nous avons utilisé un modèle de formation d'images échographiques; les déformations tissulaires sont modélisées par une matrice de transformation linéaire pour un milieu homogène, et à l'aide des éléments finis pour un milieu inhomogène. Les données expérimentales sont des images d'un «fantôme» avec trois inclusions dont la rigidité est trois fois plus élevée que le milieu ambiant. Notre stratégie a consisté à varier les dimensions de la fenêtre de mesure et à estimer les déformations tissulaires pour chaque fenêtre considérée. Cela a été fait pour différents niveaux de compression et deux fréquences du transducteur ultrasonore.

En nous basant sur la technique de corrélation couplée à la compensation du mouvement, nous avons trouvé qu'il existe une plage axiale optimale de la taille de la fenêtre. Nous avons formulé cette plage en fonction de la compression appliquée et des

paramètres de la PSF du système ultrasonore. Nous avons expérimenté ces résultats en utilisant l'estimateur lagrangien; nous avons trouvé que les meilleurs élastogrammes sont obtenus dans une plage optimale, et surtout près de la valeur médiane de cette plage. Cela a permis de formuler la taille axiale optimale de la fenêtre de mesure. La taille latérale, qui affecte moins la qualité des images de déformation, se trouve aussi dans une plage de valeurs que nous avons déterminée en fonction des paramètres de la PSF du système. La taille latérale optimale se trouve dans la région centrale de cette plage optimale.

Nous avons effectué d'autres expériences pour tester la fiabilité de nos résultats sur des images simulées. Les résultats préliminaires montrent que la détection d'inclusions, dont le diamètre est aussi petit que 1 mm, serait possible avec un bon choix de taille de fenêtre. D'autre part, nous avons constaté qu'une inclusion molle est aussi bien détectable qu'une inclusion rigide, ce qui représente un très important résultat au point de vue diagnostique.

Abstract

The research in the field of breast cancer is oriented towards two directions, the first one is the development of new detection technologies and the second one aims at finding a good treatment. The detection technology is of great interest as doctors agree that the majority of deaths from breast cancer can be eliminated by early detection. Now, breast cancer can be detected with technologies such as mammography, physical breast examination done by palpation, or ultrasound. However, these current methods have drawbacks. The physical breast exam is not effective in identifying tumors that are small and far from the skin surface; with mammography, the detection of tumors of size < 0.5 cm and the distinction between hard and soft tumors are impossible.

Elastography is a new ultrasonic imaging modality for soft tissue characterization. This technique is proposed for breast cancer detection and screening on the basis of tissue hardness indicative of tumors. Many breast cancers appear as extremely hard nodules; other diseases involve fatty and/or collagenous deposits which increase or decrease tissue elasticity. Elastography aims at creating strain images of tissue under a small external quasi-static compression. The strain field can be interpreted as a relative measure of

elasticity distribution; the strain being large in a compliant (i.e. soft) tissue and small in a rigid (hard) one.

Several parameters must be adjusted to reduce all kinds of noise and achieve good strain images. The window size, considered to calculate the correlation coefficient and the deformation images, is the major parameter that affects the quality of strain images. In this work, we study the relationship between the window size and the goodness of strain images.

To estimate the tissue motion, we used a new tissue motion estimator that is based on a Lagrangian description of the speckle motion. The Lagrangian method uses an image formation model to represent the pre- and post-compression RF images. The Lagrangian image is obtained from the post-motion image after compensation for the tissue motion. The tissue motion estimator is formulated as a non linear minimization problem between the pre-compression RF image and the Lagrangian image.

Our objective in this study is to find the optimal window size in elastography. We analyzed simulated and experimental data. To simulate the echographic images, we used an image formation model. The displacement field was modeled by a linear transformation matrix in a homogeneous medium and with the method of finite elements in an inhomogeneous one. Our strategy consisted in varying the axial and lateral window sizes; for each window size we estimated the tissue deformations. Several compressions

were applied and two different frequencies were considered for the ultrasound transducer. The experimental data were obtained from a scanning phantom that contains three inclusions three times harder than the background.

Based on the technique of correlation coupled with compensation for tissue movement, we found that there is an optimal window size range. This range is a function of applied compression and of the PSF of the ultrasound system. We then experimented our results on Lagrangian method. We found that the deformation estimation is accurate in the optimal range, especially in its center. This allows to consider that this center is close to the axial optimal window size. The optimal lateral size is also found to be in a certain range, which we determinate as a function of the PSF of the ultrasound system. The deformation estimation seems to be affected by the axial window size more than the lateral one.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	V
RÉSUMÉ	VI
ABSTRACT	X
TABLE DES MATIÈRES.....	XIII
LISTE DES FIGURES	XVI
LISTE DES TABLEAUX.....	XX
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XXI
 CHAPITRE 1	 1
INTRODUCTION.....	1
1.1 PRINCIPE DE L'ÉCHOGRAPHIE	1
1.2 L'ÉLASTOGRAPHIE.....	4
1.3 OBJECTIFS DE LA RECHERCHE.....	5
 CHAPITRE 2	 7
REVUE DE LA LITTÉRATURE	7
2.1 CANCER DU SEIN.....	8
2.1.1 ANATOMIE DU SEIN.....	8
2.1.2 LE CANCER DU SEIN	10
2.1.3 LES MÉTHODES ACTUELLES DE DÉPISTAGE DU CANCER DU SEIN	12
2.2 CARACTÉRISATION DES TISSUS MOUS PAR ULTRASON	14

2.2.1 ESTIMATION DU MOUVEMENT ET NOTION DE CORRÉLATION.....	15
2.2.2 L'ÉLASTOGRAPHIE CONVENTIONNELLE	20
<i>Hypothèses de base de l'élastographie</i>	22
<i>Limitations de l'élastographie conventionnelle</i>	24
2.2.3 NOTION DU PROBLÈME INVERSE EN ÉLASTOGRAPHIE (PI)	26
<i>Le concept du problème inverse</i>	27
2.2.4 MÉTHODE LAGRANGIENNE D'ESTIMATION DU MOUVEMENT.....	28
2.2.4.1 COMPENSATION DU MOUVEMENT TISSULAIRE	29
2.2.4.2 ESTIMATION DES DÉFORMATIONS	32
2.2.5 ÉTUDES SUR LA TAILLE DE LA FENÊTRE DE MESURE	33
CHAPITRE 3	38
MÉTHODOLOGIE DU TRAVAIL.....	38
3.1 MODÈLES DE DÉFORMATION TISSULAIRE.....	39
3.1.1 MODÉLISATION DE LA DÉFORMATION PAR UNE MATRICE DE TRANSFORMATION ...	40
3.1.2 IMPLANTATION DE LA DÉFORMATION PAR ÉLÉMENTS FINIS	42
3.2 MODÈLE DE FORMATION D'IMAGES ÉCHOGRAPHIQUES.....	45
3.3 L'ESTIMATEUR LAGRANGIEN DU MOUVEMENT.....	47
3.4 ÉTUDE DE LA TAILLE DE FENÊTRE DE MESURE	50
CHAPITRE 4	53
RÉSULTATS ET DISCUSSIONS.....	53
4.1 CARACTÉRISTIQUES DU TRANSDUCTEUR ULTRASONORE UTILISÉ	53

4.2 ACQUISITION DES DONNÉES	55
4.2.1 DONNÉES EXPÉRIMENTALES	55
4.2.2 DONNÉES SIMULÉES.....	57
4.2.2.1 SIMULATION DU MOUVEMENT PAR MATRICE DE TRANSFORMATION LINÉAIRE	57
4.2.2.2 SIMULATION DU MOUVEMENT À L'AIDE DES ÉLÉMENT FINIS.....	58
4.3 TRAITEMENT DES DONNÉES	60
4.4 RÉSULTATS DES SIMULATIONS.....	62
4.4.1 DONNÉES HOMOGÈNES	62
4.4.1.1 Taille axiale de la fenêtre.....	63
4.4.1.2 Taille latérale de la fenêtre	71
4.4.2 DONNÉES INHOMOGÈNES.....	76
4.4.2.1 Taille axiale de la fenêtre.....	77
4.4.2.2 Taille latérale de la fenêtre	86
4.5 RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX	88
 CHAPITRE 5	93
DISCUSSION GÉNÉRALE.....	93
 CHAPITRE 6	97
CONCLUSION	97
 BIBLIOGRAPHIE.....	103

Liste des figures

Figure 1.1 : Illustration des deux types de réflexions des ondes ultrasonores dans les tissus.....	3
Figure 2.1 : Structure du sein.	9
Figure 2.2 : Illustration de l'approche de la recherche par corrélation.....	18
Figure 2.3 : Illustration du phénomène de décorrélation via le modèle lagrangien.....	32
Figure 3.1 : Illustration du cisaillement axial sur une image de 3 gaussiennes.....	41
Figure 3.2 : Simulation par éléments finis d'une géométrie de 3 inclusions dont la rigidité est 3 fois plus élevée que l'entourage.....	44
Figure 3.3 : Schéma qui montre l'implantation de l'estimateur lagrangien du mouvement	49
Figure 3.4 : Illustration du balayage latéral et axial de l'image RF par la fenêtre de mesure dans le but d'estimer l'image de déformation.....	50
Figure 4.1 : Schéma du fantôme étudié	56
Figure 4.2 : Structure plan simplifiée du fantôme et illustration du protocole d'acquisition de données avant et après compression.....	57

Figure 4.3 : Simulation de la dynamique des images échographiques en utilisant les éléments finis (EF) pour imposer le mouvement au tissu	60
Figure 4.4 : Illustration du balayage axial des images RF par la fenêtre de mesure pour estimer une ligne de déformation.	62
Figure 4.5 : Coefficients de corrélation en fonction de la taille axiale de la fenêtre de mesure pour différents niveaux de compressions et deux fréquences du transducteur ultrasonore.....	64
Figure 4.6 : Taille axiale de la fenêtre en fonction de la compression appliquée, pour un milieu homogène.....	66
Figure 4.7 : Écarts-types sur les différentes composantes de déformations et translations en fonction de la taille axiale de la fenêtre pour des données simulées; la compression est de 2%; la fréquence du transducteur ultrasonore utilisée est 5 MHz.....	67
Figure 4.8 : Écarts-types sur les estimations des déformations axiales en fonction de la taille axiale de la fenêtre sur des données simulées; les déformations sont les résultats d'application des différents niveaux de compressions.....	68
Figure 4.9 : Vue d'ensemble des courbes de la figure 4.8.....	70
Figure 4.10 : Coefficients de corrélation en fonction de la taille latérale de la fenêtre de mesure	73
Figure 4.11 : Écarts-types sur les estimations des déformations axiales en fonction de la taille latérale de la fenêtre pour des données simulées.....	75

Figure 4.12 : Distribution du coefficient de corrélation pour 4% de compression sur des images simulées.....	78
Figure 4.13 : Présentation des résultats d'estimation des composantes de translations axiale (t_y) et latérale (t_x), ainsi que des composantes de déformation latérale (s_x), de cisaillement latérale (s_{xy}), de cisaillement axial (s_{yx}), et de déformation axiale (s_y) pour 3% de compression.	79
Figure 4.14 : Étude de la taille axiale de la fenêtre sur des données simulées; une compression de 2% est appliquée.....	81
Figure 4.15 : Étude de la taille axiale de la fenêtre sur des données simulées; une compression de 5% est appliquée.....	83
Figure 4.16 : Étude de la taille latérale de la fenêtre sur des données simulées.	87
Figure 4.17 : Résultats pour les données expérimentales; une compression de 0.6% est appliquée.	89
Figure 4.18 : Résultats pour les données expérimentales; une compression de 2.4% est appliquée.	91
Figure 5.1 : Comparaison entre nos résultats donnés par l'équation 4.4d (-) et ceux de Bilgen donnés par 2.11 (--) pour la taille axiale de la fenêtre de mesure; la fréquence considérée est de 5 MHz.	96

- Figure 6.1 : Élastogramme obtenu de la simulation d'un milieu inhomogène avec 3 inclusions dont le diamètre est 1 mm et la rigidité est 3 fois plus élevée que l'entourage..... 100**
- Figure 6.2 : Élastogramme obtenu de la simulation d'un milieu inhomogène avec 3 inclusions 3 fois moins rigides que l'entourage..... 101**

Liste des tableaux

Tableau 4.1 Plage optimale de la taille axiale de la fenêtre de mesure [en mm] pour des données simulées, la fréquence du transducteur est de 5 MHz.	84
---	----

Liste des sigles et abréviations

τ	Longueur d'onde ultrasonore
ν	Coefficient de Poisson
φ	L'angle formé par l'axe de propagation du faisceau ultrasonore et celui du mouvement des diffuseurs
μ, λ	Constantes de Lamé
ψ_0	Valeur initiale du vecteur du mouvement
ΔF	Fréquence Doppler
ε_{ij}	Tenseur de déformations
δ_{kl}	Le delta de Kronecker
σ_{kl}	Tenseur de contrainte
σ_x, σ_y	Écarts-types latéral et axial du faisceau ultrasonore
σ_v	Largeur de bande
$[\Delta]$	Matrice des dérivées partielles
a	Le pourcentage de compression externe appliquée
c	La vitesse de propagation de l'onde ultrasonore dans les tissus mous
C	Matrice de rigidité
C_{klmn}	Éléments de C
D	Le champ de déplacement

d_y	Le temps de propagation de l'onde ultrasonore
E	Module de Young
ETC	Abréviation pour efficacité de transfert de contraste
h	Réponse à l'impulsion du système d'imagerie
h_{Π}	Réponse à l'impulsion du système après l'application d'une transformation linéaire
I	Image radio-fréquence du modèle avant mouvement tissulaire
I_1	Image radio-fréquence du modèle après mouvement tissulaire
I_{Lag}	Image lagrangienne du modèle
k_0	Fréquence centrale du transducteur
L	L'inverse de la largeur de bande
θ	Angle de cisaillement
PDE	Abréviation pour <i>Partial Differential Equation</i>
PI	Abréviation pour problème inverse
R	Coefficient de corrélation normalisé
RF	Abréviation pour radio-fréquence
ROI	Abréviation pour <i>région of interest</i>
T	Vecteur de translation
TA	Abréviation pour taille axiale de la fenêtre de mesure
TL	Abréviation pour taille latérale de la fenêtre
TI	Abréviation pour transformation linéaire

V	Vitesse des diffuseurs
ψ	Vecteur du mouvement tissulaire calculé par l'estimateur lagrangien du mouvement
$x(x_0, y_0, z_0, t)$	Fonctions définissant la trajectoire d'un point (x_0, y_0, z_0) en fonction du temps t . Une particule à la position (x_0, y_0, z_0) à $t=0$ sera à la position (x, y, z) au temps t
$y(x_0, y_0, z_0, t)$	
$z(x_0, y_0, z_0, t)$	
$x_0(x, y, z, t)$	Fonctions définissant la trajectoire inverse pour un point (x, y, z)
$y_0(x, y, z, t)$	
$z_0(x, y, z, t)$	
Z	Impédance acoustique
Z_0	Le niveau référentiel de l'impédance acoustique
Z_n	Impédance acoustique après l'application d'un TI
LMH	Largeur à mi-hauteur
EF	Abréviation pour éléments finis
PSF	Abréviation pour <i>point spread function</i>
RSB	Abréviation pour rapport signal sur bruit
s_y	Composantes axiales de déformations
s_x	Composantes latérales de déformations
s_{xy}, s_{yx}	Composantes de cisaillements
t_x	Translation latérale
t_y	Translation axiale
f_{tr}	Fréquence du transducteur ultrasonore en MHz

v_0

Fréquence spatiale du transducteur en cycles/unité d'application

Chapitre 1

Introduction

L'échographie est une technique d'imagerie médicale qui a connu une forte expansion au cours des dernières années. Cette expansion s'explique par le faible coût des examens, la rapidité d'obtention des résultats, l'absence d'irradiation nocive du patient, son caractère non invasif et une amélioration importante de la qualité des images.

1.1 Principe de l'échographie

Les ultrasons sont des ondes de pression qui se propagent dans un milieu matériel. Elles provoquent des variations locales de compressibilité et de densité qui correspondent à des oscillations infimes de la matière autour d'une position d'équilibre. Les ultrasons sont de même nature que les sons mais ont une fréquence trop élevée pour que l'oreille humaine y soit sensible. En imagerie médicale, la bande de fréquences ultrasonores

utilisées s'étend généralement de 1 à 20 MHz (Christensen 1988); les fréquences les plus élevées offrent la meilleure résolution au prix d'une faible profondeur de pénétration.

Les ondes ultrasonores sont générées par des transducteurs acoustiques placés généralement en contact avec la peau. Ces ondes se propagent dans les tissus où elles sont diffractées, atténuées, puis partiellement réfléchies par les inhomogénéités acoustiques, c'est-à-dire les fluctuations locales de la densité et de la compressibilité.

Les réflexions peuvent être spéculaires ou rétrodiffusées selon la nature des inhomogénéités (Shung et Thieme 1993). Les réflexions spéculaires sont produites lorsque l'interface entre deux régions de propriétés acoustiques différentes est bien définie à l'échelle de la longueur d'onde utilisée. De telles réflexions spéculaires sont observées, par exemple, aux interfaces fluide/tissu ou encore os/tissu. Les réflexions de type rétrodiffusion se produisent lorsque le signal ultrasonore rencontre une structure composée d'inhomogénéités dont les dimensions sont inférieures à la longueur d'onde (p. ex. fibres musculaires, globules rouges). Ces inhomogénéités agissent donc comme des diffuseurs de l'onde acoustique (figure 1.1).

Les échos reçus sont transformés par le transducteur en un signal électrique à haute fréquence (radio-fréquence ou RF). Le temps (τ) requis par l'onde ultrasonore pour se propager dans le milieu tissulaire et revenir au transducteur est utilisé pour estimer la position axiale de la structure réfléchissante par rapport au point d'émission, $\tau = \frac{2d}{c}$, où

d_r est la profondeur de la structure réfléchissante correspondante, c est la vitesse des ondes ultrasonores dans les tissus biologiques (≈ 1540 m/s) et le facteur 2 est pour prendre en considération le trajet d'aller-retour de l'onde ultrasonore.

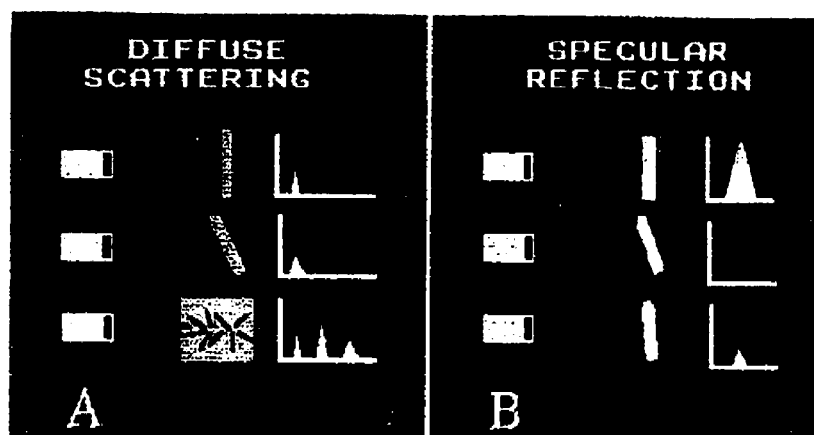


Figure 1.1 Illustration des deux types de réflexions des ondes ultrasonores dans les tissus; tirée de Shung et Thieme (1993).

L'image RF est l'image construite directement à partir de l'ensemble des lignes RF suite à un balayage mécanique ou électronique du faisceau dans un plan (McDicken 1981). L'enveloppe de cette image représente l'image échographique mode-B. L'image échographique présente une texture granulaire, appelée aussi *speckle*. L'étude du *speckle* a intéressé plusieurs chercheurs dont les travaux ont permis de démontrer qu'il est possible d'en extraire des informations relatives à la géométrie des diffuseurs (Romijn et al. 1989; Oosterveld et al. 1985) et à leur dynamique (Ophir et al. 1991; Shung et Thieme 1993; Meunier 1989).

1.2 L'élastographie

Dans le cadre de ce projet, nous nous intéressons à une modalité d'imagerie par ultrasons, nommée «élastographie». Cette technique a été proposée pour faciliter la détection du cancer du sein chez la femme. Son but est d'obtenir une image de déformation du tissu mammaire suite à l'application d'une compression externe quasi statique. Cette image de déformation nous informe sur les propriétés élastiques du tissu. Elle fournit donc des informations complémentaires à celles obtenues par l'échographie traditionnelle (sonogrammes), qui sont des informations sur l'échogénéicité des tissus.

Généralement, on utilise une mesure de corrélation pour estimer le champ de déplacement axial de tissu. Ensuite, le calcul de la dérivée du champ de déplacement permet d'évaluer la distribution des déformations. Celle-ci est affichée, sur une échelle de niveaux de gris, sous la forme d'une image appelée élastogramme.

Au cours des dernières années, on a envisagé plusieurs possibilités d'applications de l'élastographie. En plus de son application pour la détection du cancer du sein, elle est aussi introduite dans la détection du cancer de la prostate et la caractérisation endovasculaire (Garra et al. 1997, Soualmi 1998, de Korte et al. 1998). Dans le cadre de ce projet, nous avons orienté notre étude vers la détection de cancer du sein.

1.3 Objectifs de la recherche

En élastographie, il existe plusieurs méthodes pour calculer l'élastogramme. Comme nous le verrons dans le prochain chapitre, toutes ces méthodes ont comme objectif d'obtenir une image de déformations qui peut donner une idée précise des propriétés élastiques des tissus. Certes, plusieurs facteurs peuvent influencer et réduire la qualité de cette image. Entre autres, la taille de la fenêtre de mesure considérée lors du calcul du coefficient de corrélation et des déformations tissulaires a beaucoup d'impact sur la qualité des résultats obtenus; nous nous sommes intéressée à l'étude de ce paramètre. Nous avons adopté la méthode lagrangienne qui a montré beaucoup d'efficacité ces dernières années. Cette méthode procède tout d'abord à la compensation du mouvement dans le but d'optimiser la cohérence entre les signaux pré- et post-compression. L'estimation des différentes composantes de déformations tissulaires est donnée par la solution d'un problème de minimisation non linéaire entre l'image initiale et l'image résultante de la compensation du mouvement.

L'objectif de notre projet consiste à déterminer une taille optimale de la fenêtre de mesure, c'est-à-dire celle qui donne une meilleure estimation des déformations tissulaires. Implicitement, la taille optimale de la fenêtre permet de mieux atténuer les impacts des diverses sources de bruit, dont le bruit de décorrélation, et donne ainsi de meilleures estimations des déformations. Notre étude consiste essentiellement à trouver une formulation optimale des tailles axiale et latérale de la fenêtre de mesure. Ce

paramètre est étudié en fonction du niveau de compression appliquée et des paramètres du transducteur ultrasonore utilisé. Nous avons orienté cette étude pour qu'elle soit applicable à la détection du cancer du sein.

Chapitre 2

Revue de la littérature

Depuis plusieurs années, le cancer du sein préoccupe les chercheurs comme les médecins, vu l'augmentation de son taux d'incidence chez les femmes de tous les groupes d'âge. Dans ce chapitre du mémoire, une description de l'anatomie du sein sera suivie d'une brève présentation des problèmes reliés au cancer du sein ainsi que des méthodes utilisées actuellement pour le détecter. Ensuite, la notion de caractérisation des tissus mous par ultrasons sera abordée. Dans ce cadre, la notion de corrélation et certains estimateurs de mouvement seront introduits.

L'élastographie est une technique d'imagerie par ultrasons proposée pour détecter le cancer du sein (Ophir et al. 1991). Cette technique est le sujet principal de cette étude et elle occupera donc une bonne partie de ce chapitre. Ainsi, nous présenterons son évolution de son origine, en 1991, jusqu'à nos jours; nous passerons en revue les travaux qui ont été faits sur le sujet et nous présenterons les avantages et les inconvénients de ces approches. Enfin, nous ferons un tour d'horizon des études qui ont été faites sur le choix

de la taille de la fenêtre de mesure, question à laquelle nous allons répondre dans cette étude.

2.1 Cancer du sein

2.1.1 Anatomie du sein

Le sein comprend les éléments fonctionnels suivants (figure 2.1) : les lobes, ou lobules, qui produisent le lait, et les canaux (tubes), qui transportent le lait jusqu'au mamelon. Il comporte aussi des éléments structuraux : le tissu adipeux (gras), le tissu conjonctif (de soutien), les vaisseaux sanguins et les vaisseaux lymphatiques (le système lymphatique évacue le liquide excédentaire). Le sein possède environ 20 lobes; chacun de ces lobes se termine par un tube ou canal servant à amener le lait jusqu'au mamelon. La surface du mamelon contient des orifices, des canaux dont chacun s'élargit en un minuscule réservoir ou sinus galactophore (qui contient le lait).

Le sein ne comporte aucun muscle, excepté ceux du mamelon qui provoquent son érection lors de sa stimulation. Il repose sur les muscles pectoraux de la paroi thoracique, lesquels se trouvent sur la partie antérieure de la cage thoracique. Le grand muscle pectoral est un long muscle triangulaire qui s'étend de la clavicule au sternum et jusqu'à la partie antérieure des sixième et septième côtes; il contribue à délimiter la poitrine et à soutenir les bras.

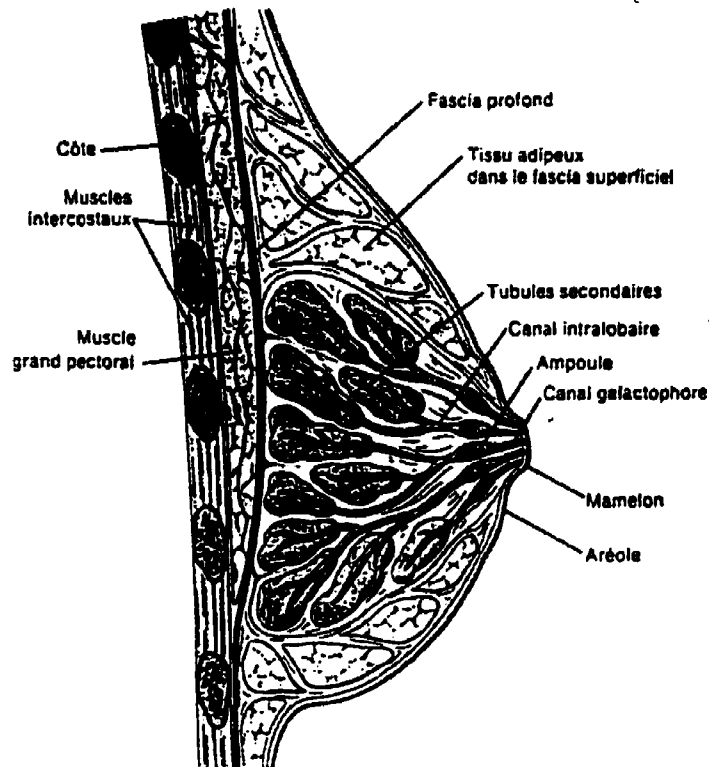


Figure 2.1 Structure du sein; [tirée de Alexander et al. 1983].

Les seins de la femme sont constitués d'environ un tiers de tissu adipeux, mais cette proportion fluctue avec les gains ou les pertes de poids et avec l'âge. Ce tissu adipeux se dépose immédiatement sous la peau et entre les lobes. Les bosses que les femmes sentent souvent dans leurs seins sont causées par les glandes lactifères et par le tissu adipeux et fibreux. Au fur et à mesure que la femme vieillit, les glandes lactifères, dont la fonction nourricière devient inutile, sont progressivement remplacées par de la graisse; chez la femme âgée, le sein est donc constitué pour l'essentiel de tissu adipeux.

Les seins sont sous le contrôle hormonal des ovaires, eux-mêmes sous le contrôle de l'hypophyse. De la puberté à la ménopause, le sein subira des changements constants. Certains, peu fréquents, seront majeurs, comme à la puberté, lors de la grossesse et à la ménopause; d'autres seront moins évidents mais plus fréquents, se répétant à chaque cycle menstruel. Ces changements, plus ou moins visibles, sont contrôlés par un ensemble d'hormones dont les plus importantes sont les œstrogènes et la progestérone, sécrétés par les ovaires, et la prolactine, sécrétée par l'hypophyse.

2.1.2 Le cancer du sein

Le cancer du sein, comme bien d'autres cancers, est un déséquilibre de régulation cellulaire aboutissant à une maladie maligne au cours de laquelle les cellules anormales des canaux galactophores prolifèrent d'une façon irrégulière, même anarchique. Elles se reproduisent sans contrôle, envahissant les tissus normaux et provoquant des métastases, c'est-à-dire des colonies cancéreuses à distance (Poisson 1997).

On sait maintenant que la cellule subit d'abord une transformation de son appareil génétique, ce qu'on appelle l'étape d'amorçage de la cellule vers le cancer, suivie d'une deuxième atteinte ou altération, dite de promotion. En d'autres termes, par l'amorçage, l'individu devient un porteur sain, mais ce sont les facteurs de promotion qui graduellement complètent la mutation vers les cellules cancéreuses. Celles-ci se multiplient pour donner naissance à des clones ou copies de cellules cancéreuses

lesquelles subissent par la suite d'autres mutations leur permettant de devenir de véritables tumeurs malignes pouvant s'infiltrer et produire des métastases.

Le type de tumeurs le plus courant et le plus grave est le carcinome canalaire invasif. Le terme invasif signifie que le cancer a déjà envahi les tissus environnants. Ce type de tumeurs se forme dans les canaux et possède la propriété de se répandre dans le tissu adipeux du sein. D'autres types de tumeurs, comme le carcinome canalaire *in situ*, (qui signifie sur place, celui qui n'envahit pas les tissus environnants) et le carcinome lobulaire *in situ* sont des cancers moins dangereux que le carcinome canalaire invasif. Toutes ces tumeurs cancéreuses sont présentées sous forme de nodules durs avec un niveau de rigidité qui varie selon le type de tumeurs. Heureusement, les tumeurs ne sont pas toutes cancéreuses. Ainsi, il existe des tumeurs dites bénignes qui sont généralement bien localisées et qui mettent rarement la vie de la patiente en danger. Ces tumeurs sont souvent plus molles que les tumeurs malignes.

La détection du cancer du sein repose sur certaines caractéristiques comme la rigidité, la taille, la forme et la localisation. La rigidité d'une tumeur notamment est un facteur important sur lequel on se base dans plusieurs méthodes de détection. Par exemple, la palpation, qui est un examen de routine effectué en clinique ou par la femme elle-même, a pour objet de rechercher des régions ayant un niveau de rigidité plus élevé que l'entourage. Walz et al. (1994), Garra et al. (1997), Jackson (1990) et Stavros et al. (1995) ont trouvé que ce facteur de rigidité était un moyen efficace de différencier les

tumeurs bénignes des tumeurs malignes. Ainsi, d'autres techniques, dont l'élastographie, ont été proposées en se basant aussi sur cette caractéristique du tissu mammaire. L'élastographie consiste à chercher une image de rigidité du tissu suite à l'application d'une compression externe. En d'autres termes, on essaie d'étudier le comportement des différentes régions dans le tissu suite à l'application d'une compression.

2.1.3 Les méthodes actuelles de dépistage du cancer du sein

Il est connu que la détection précoce du cancer du sein augmente considérablement les chances de guérison, puisqu'il a été démontré que le taux de survie est directement lié au stade d'évolution du cancer. En effet, lorsque le cancer est détecté à un stade *in situ* (non invasif), le taux de survie est près de 100% (*American Cancer Society*).

Les cancers du sein sont encore découverts, dans une proportion importante (environ 75%), par les femmes elles-mêmes lors de l'auto-examen. L'examen physique effectué par un professionnel de la santé est efficace aussi. En général, la palpation ne permet pas de détecter les petites masses et celles qui sont assez éloignées de la peau.

La mammographie, qui est une technique d'imagerie par rayons X, est la technique d'imagerie la plus utilisée actuellement et la plus sensible pour détecter le cancer du sein, malgré que 10 à 15% des tumeurs malignes échappent à son contrôle. La

mammographie vise non seulement à évaluer une masse qui a été découverte par la femme elle-même ou par son médecin, mais également à dépister toute lésion occulte et non palpable. De plus, elle permet de repérer des nodules de taille relativement petite (environ 0.5 cm). Cette méthode a malheureusement plusieurs inconvénients; ainsi, elle peut donner des résultats faux positifs, laissant croire qu'une masse bénigne est cancéreuse, et occasionner une biopsie chirurgicale inutile, ou des résultats faux négatifs, laissant croire à l'absence de cancer alors que la tumeur est cancéreuse. Ces faux négatifs se produisent souvent lorsque les tissus sont denses, comme dans le cas des seins des femmes de moins de 50 ans; dans ce cas, on n'arrive pas à distinguer les masses cancéreuses du milieu ambiant. Pour finir, on n'oubliera pas les éventuels risques associés aux rayons X.

L'échographie mammaire est utilisée également dans certains cas; l'image résultante, appelée sonogramme, sert d'outil pour distinguer une masse molle d'une masse solide (Garra et al. 1993, Stavros et al. 1995); la mammographie ne permet pas de faire cette distinction. Enfin, la biopsie peut être effectuée quand l'auto-examen, l'examen physique, la mammographie, ou l'échographie mammaire détectent des changements ou des régions anormales dans les tissus mammaires. La biopsie est un procédé chirurgical qui consiste à prélever un échantillon du tissu et à l'examiner au laboratoire. C'est la seule méthode qui permet de confirmer la présence d'un cancer et de savoir son type, mais ceci est seulement pour un secteur mammaire donné, à un moment donné (Lamarque et Boyer 1991).

Après avoir exposé les techniques disponibles pour la détection du cancer du sein, nous croyons nécessaire d'améliorer ces techniques et/ou de trouver un nouvel outil de détection plus efficace. Dans une prochaine section, nous présentons le principe d'une nouvelle méthode non invasive, dénommée élastographie, qui peut être utilisée pour détecter le cancer du sein; toutefois, ceci nécessite l'élaboration de certaines notions de base comme la caractérisation des tissus biologiques par ultrasons.

2.2 Caractérisation des tissus mous par ultrasons

On utilise l'échographie pour le diagnostic de plusieurs pathologies des tissus mous. L'échographie conventionnelle ou qualitative est basée essentiellement sur l'analyse visuelle de la texture de l'image. Elle ne permet de mesurer que certains paramètres quantitatifs comme la longueur, la surface et le volume. Une autre orientation de l'échographie est apparue ces dernières années avec l'approche quantitative (Berget 1991). Son objectif est de permettre une exploitation plus complète du signal échographique.

La caractérisation tissulaire se divise en deux domaines : l'analyse statistique de la texture et l'estimation des paramètres acoustiques ou physiques. La caractérisation quantitative des tissus biologiques, basée sur la mesure de paramètres physiques, s'est développée au cours des dernières années; on l'a dénommée imagerie dynamique

(Maurice 1998). En gros, cette technique consiste à utiliser une séquence d'images échographiques pour estimer certains paramètres physiques du tissu.

Les ultrasons ont été utilisés entre autres pour déterminer les propriétés élastiques des tissus à partir de leur mouvement interne induit soit par une source physiologique (pulsations artérielles, battement cardiaque, respiration,...), soit par une source externe (vibrations mécaniques ou compressions quasi statiques). Ces techniques reposent sur l'hypothèse que les tissus anormaux ont souvent des propriétés élastiques différentes de celles des tissus sains. En réponse à une force mécanique, les mouvements seront aussi différents.

Dans le cadre de la caractérisation quantitative, les techniques de corrélation sont fréquemment utilisées. Nous décrivons ci-après la notion de corrélation ainsi que certains estimateurs de mouvement basés sur cette notion.

2.2.1 Estimation du mouvement et notion de corrélation

La technique Doppler a été traditionnellement utilisée pour extraire des informations relatives au mouvement du tissu biologique, particulièrement pour mesurer le flux sanguin. Le principe de cette méthode repose sur le fait que lorsque des diffuseurs sont en mouvement, alors les ondes ultrasonores réfléchies par ceux-ci seront décalées en fréquence; ce décalage ΔF est proportionnel à la vitesse des diffuseurs V . Ce changement

de fréquence est égal à la soustraction entre la fréquence émise f_0 et la fréquence reçue $f_0 + \Delta F$. La formule de base qui exprime la vitesse en fonction de la fréquence Doppler (ΔF) est donnée par :

$$V = \frac{\Delta F \cdot c}{2f_0 \cdot \cos \varphi}$$

où φ est l'angle formé par l'axe de propagation du faisceau ultrasonore et celui du mouvement des diffuseurs; c est la vitesse de propagation du son dans le milieu. Naturellement, la technique Doppler est inapplicable pour un flux perpendiculaire à l'axe du faisceau. Les principales informations recueillies avec le Doppler concernent la vitesse des diffuseurs.

Les systèmes basés sur les techniques Doppler sont limités par plusieurs inconvénients; par exemple, leur dépendance de l'angle entre l'axe de mouvement et la direction d'insonification, qui est un problème majeur, le chevauchement spectral et leur sensibilité à l'atténuation dans différents tissus (Hein et O'Brien 1993).

Pour pallier ces inconvénients, plusieurs techniques basées sur la notion de corrélation ont été proposées pour estimer le mouvement. Notamment, l'approche de la recherche par corrélation a montré beaucoup d'efficacité. La méthode consiste à utiliser le coefficient de corrélation pour suivre le parcours d'un même groupe de diffuseurs (*speckle tracking*). Dans cette méthode, une fenêtre de mesure est choisie sur le premier signal $E_1(t)$; on essaie de trouver dans le deuxième signal $E_2(t)$ la portion équivalente

pour laquelle la corrélation avec la fenêtre E_1 est maximale (voir figure 2.2). Dans la fenêtre de mesure donnée, on peut exprimer $E_2(t)$ comme $E_1(t+\tau)$ où τ définit le délai entre les deux signaux. Une estimation de τ constituerait le temps parcouru par le groupe de diffuseurs en question. Ceci permet d'estimer le déplacement en supposant une vitesse constante (c) de l'onde ultrasonore (≈ 1540 m/s dans les tissus biologiques). Ce déplacement d_y , pour une propagation selon l'axe y , est donné par $d_y = \frac{c\tau}{2}$. En supposant que la moyenne des signaux est nulle, le coefficient de corrélation est calculé comme suit :

$$R = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} E_1(r+i)E_2(r+i)}{\sqrt{\sum_{j=0}^{N-1} [E_1(r+j)]^2 \sum_{k=0}^{N-1} [E_2(r+k)]^2}} \quad (2.1)$$

où R est le coefficient de corrélation normalisé, calculé pour une fenêtre de longueur donnée N ; et r désigne la position de la fenêtre de mesure.

Cette approche, illustrée à la figure 2.2, a été utilisée pour estimer le mouvement en élastographie conventionnelle (Ophir et al. 1991). Elle est également utilisée en échographie vasculaire pour estimer la vitesse du flux sanguin (Hein et O'Brien 1993).

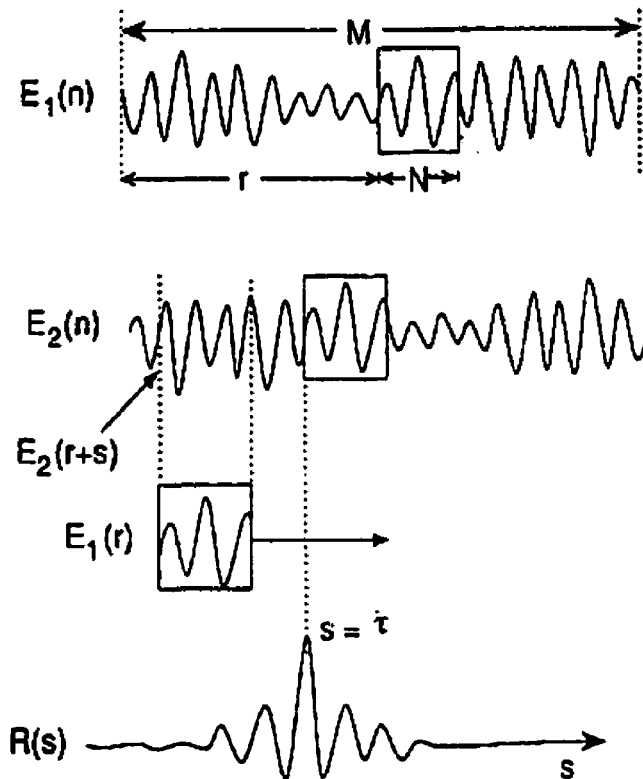


Figure 2.2 Illustration de l'approche de la recherche par corrélation. Une fenêtre de taille N à une position r est choisie sur le premier signal E_1 ; le coefficient de corrélation est ensuite calculé à différentes positions s tout au long du deuxième signal E_2 . La valeur de s qui donne le coefficient de corrélation maximale $R(s)$ correspondrait à $s=\tau$; [tirée de Hein et O'Brien 1993].

Akiyama et al. (1986) ont proposé l'approche de corrélation 2D pour estimer le mouvement des tissus mous. En 1987, Trahey et al. l'ont utilisée pour la détection du flux sanguin. L'approche 2D est très similaire à l'approche 1D, sauf que, dans ce cas-ci, on

fait l'acquisition de deux images échographiques (I_1 et I_2) au lieu d'une. On parle également d'une fenêtre de mesure 2D et des mesures de vitesse et de déplacement 2D.

Par analogie avec le cas 1D, le coefficient de corrélation sera donné par :

$$R(r, q) = \frac{\sum_{i=1}^l \sum_{j=1}^k [I_1(r+i, q+j) I_2(r+i, q+j)]}{\sqrt{\sum_{i=1}^l \sum_{j=1}^k [I_1(r+i, q+j)]^2 \sum_{i=1}^l \sum_{j=1}^k [I_2(r+i, q+j)]^2}} \quad (2.2)$$

où la fenêtre de mesure est de taille $l \times k$; I_1 et I_2 sont les deux images respectivement acquises à différents états temporels; r et q désignent les coordonnées de la position de la fenêtre de mesure.

Les algorithmes de recherche par corrélation sont, en réalité, appropriés pour détecter les translations des tissus. Toutefois, les mouvements des tissus biologiques ne sont pas toujours si simples, le tissu pouvant subir des transformations linéaires ou non linéaires. Une déformation équivalente devrait être induite dans la dynamique du champ de *speckle* des images échographiques correspondantes. Parmi les approches proposées pour caractériser la dynamique de ces images, on peut citer le *speckle tracking*, le problème inverse et la méthode lagrangienne.

Nous allons, dans la prochaine section, présenter quelques méthodes d'estimation de mouvement. Nous commencerons par le principe de l'élastographie conventionnelle; nous aborderons ensuite la notion du problème inverse en élastographie, puis nous finirons avec la méthode lagrangienne d'estimation de mouvement.

2.2.2 L'élastographie conventionnelle

En 1991, Ophir et al. ont proposé une nouvelle technique d'imagerie par ultrasons dénommée élastographie. C'est l'imagerie quantitative de la déformation et de la distribution du module d'élasticité des tissus mous suite à une compression quasi statique externe.

On sait que les changements de la rigidité tissulaire sont généralement corrélés aux phénomènes pathologiques (Anderson 1953). Comme nous l'avons déjà mentionné, plusieurs tumeurs du sein apparaissent sous forme de nodules durs, alors que d'autres sont plutôt mous. Mais, malgré la différence de rigidité, dans plusieurs cas, d'autres facteurs peuvent nuire à la détection de ces lésions, comme leurs dimensions réduites et/ou leurs localisations en profondeur.

La technique d'élastographie conventionnelle consiste, dans un premier temps, à acquérir une série de lignes RF, c.-à-d. une image RF de la cible, puis à exposer cette cible à une petite compression externe pour ensuite acquérir une autre série de lignes RF. Dans un deuxième temps, à l'aide de la technique de corrélation, on calcule l'estimé du délai temporel entre chaque couple de lignes RF, une ligne avant et celle qui lui correspond après la compression; le calcul se fait suivant la direction d'application de la compression. Il est à noter que le calcul des délais temporels est effectué après avoir divisé chaque ligne RF en segments qui se chevauchent. L'acquisition de données peut aussi se faire suite à l'application de plusieurs petites compressions consécutives «multi-

steps» pour atteindre le niveau de compression voulu. Dans ce cas, on obtient une séquence de lignes post-compressées; c.-à-d. une séquence d'images RF.

L'estimation du délai temporel est convertie ensuite en informations sur les déformations. Pour une compression, exprimée en termes de déplacement d_y , l'estimation de la déformation ε_i pour chaque segment i est donnée par :

$$\varepsilon_i = \frac{\tau_i}{2d_y/c} \quad (2.3)$$

où τ_i est le délai obtenu en utilisant la technique de recherche par corrélation déjà présentée. Le résultat de la répétition de ce processus pour tous les couples de lignes RF produit une matrice de déformation dont les valeurs peuvent être affichées comme des intensités de pixels sur une image de déformations.

Bien que les variations spatiales des déformations reflètent les changements du module d'élasticité (module de Young), elles ne sont pas un indicateur complet de la distribution d'élasticité dans la cible. En effet, la connaissance de la distribution des contraintes est essentielle pour caractériser les vrais contrastes d'élasticité (Ophir et al. 1991). Ponnekanti et al. (1995) ont montré une technique pour estimer la distribution des contraintes dans un milieu isotrope, homogène, élastique et fini. Cette estimation est utilisée, avec les informations sur les déformations, pour estimer la distribution du

module de Young dans le tissu, tout en considérant que le tissu est un milieu incompressible (coefficient de Poisson ≈ 0.5).

Hypothèses de base de l'élastographie :

En général, les tissus mous sont viscoélastiques, non linéaires et anisotropes (Fung 1981). Ainsi, pour rendre possible l'imagerie de la distribution d'élasticité de ces tissus, l'élastographie doit poser plusieurs hypothèses simplificatrices. Notamment, les tissus sont considérés comme des matériaux élastiques linéaires, c.-à-d. qu'ils obéissent à la loi de Hooke généralisée qui suppose que la contrainte est proportionnelle à la déformation (Saada 1989). De façon générale, cela signifie que chaque composante du tenseur des contraintes (σ) est une fonction linéaire des composantes du tenseur de déformations (ε). Mathématiquement, cela se traduit par :

$$\sigma_{kl} = C_{klmn} \varepsilon_{mn} \quad (2.4)$$

où C_{klmn} définit les constantes d'élasticité. Dans le cas général, C est constitué de 81 composantes. Cependant, en supposant des propriétés homogènes et isotropes aux tissus, le nombre d'éléments de C se réduit à 2 (Saada 1989); ce sont les constantes de Lamé (μ et λ). Avec ces hypothèses, la relation contrainte/déformation peut être écrite comme suit :

$$\sigma_{kl} = 2\mu\varepsilon_{kl} + \lambda\delta_{kl}\varepsilon_{mn} \quad (2.5)$$

où δ_{kl} représente le delta de Kronecker, qui vaut un quand $l = k$ et zéro autrement. En réarrangeant cette équation et en associant respectivement les axes x, y et z aux indices 1, 2 et 3, on obtient :

$$\begin{aligned}\varepsilon_{xx} &= \frac{1}{E}[\sigma_{xx} - \nu\sigma_{yy} - \nu\sigma_{zz}] \\ \varepsilon_{yy} &= \frac{1}{E}[\sigma_{yy} - \nu\sigma_{xx} - \nu\sigma_{zz}] \\ \varepsilon_{zz} &= \frac{1}{E}[\sigma_{zz} - \nu\sigma_{xx} - \nu\sigma_{yy}]\end{aligned}\tag{2.6}$$

où E , le module de Young, et ν , le coefficient de Poisson, sont donnés par :

$$\begin{aligned}\nu &= \frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)} \\ E &= \mu \frac{3\lambda + 2\mu}{\lambda + \mu}\end{aligned}\tag{2.7}$$

En élastographie, la contrainte est appliquée axialement σ_{yy} ; cette contrainte provoque un mouvement dans la direction de compression. Il en résulte aussi des contraintes latérale, σ_{xx} , et transverse, σ_{zz} , qui entraînent un mouvement dans les directions perpendiculaires à la direction de compression appliquée. Pour connaître le module de Young à partir de l'équation (2.6), il faut connaître les trois composantes de contrainte, le coefficient de Poisson et une composante de déformation.

Étant donné que les tissus mous sont pratiquement incompressibles (Krouskop et al. 1987; Parker et al. 1990; Sarvazyan et Skovoroda 1991), le coefficient de poisson, ν , peut être considéré ≈ 0.5 . La déformation selon l'axe y (ε_{yy}) est la dérivée spatiale du

champ du déplacement axial. Les trois composantes de contrainte peuvent être approximées en utilisant le modèle analytique qui prédit la distribution des contraintes dans un milieu homogène (Ponnekanti et al. 1992). Ainsi, la distribution du modèle de Young, dans un contexte de mesure unidimensionnelle, est donnée par :

$$E = \frac{\sigma_{yy}}{\varepsilon_{yy}} \quad (2.8)$$

Il faut mentionner qu'en pratique, on peut estimer ε_{yy} ; toutefois, on ne connaît pas la distribution de σ_{yy} . Elle dépend de la profondeur, de la géométrie du compresseur et de la distribution du modèle de Young du tissu (Ophir et al. 1991). Ceci constitue une limitation fondamentale de l'élastographie conventionnelle.

Limitations de l'élastographie conventionnelle :

En élastographie conventionnelle, on cherche à obtenir une image qui donne des informations fidèles sur la distribution de la rigidité des tissus imagés, sauf qu'en réalité, ce n'est pas toujours possible. Ponnekanti et al. (1995) ont démontré, à partir de simulations en considérant des inclusions de différentes tailles, que le contraste de déformations axiales mesuré avec l'élastogramme n'est pas proportionnel au contraste d'élasticité qui lui est associé. Cette caractéristique a été évaluée en termes d'un paramètre, appelé efficacité de transfert de contraste (ETC), qui est défini comme étant le rapport du contraste observé (mesuré à partir de l'image de déformation) au vrai contraste. Ces auteurs ont démontré que les élastogrammes ont une bonne efficacité de

transfert de contraste dans des cas d'inclusions dures, mais engendrent une sous-estimation de contraste dans des cas d'inclusions molles.

D'autre part, comme nous l'avons déjà mentionné, le fait que les contraintes ne sont pas uniformes dans le milieu constitue une limitation fondamentale de cette méthode. Cette non-uniformité de la distribution de contrainte résulte en un artefact, «*target hardening artifact*», qui est responsable de l'augmentation apparente de rigidité en fonction de la profondeur, ainsi qu'en des zones de concentration de contrainte dans les régions situées en périphérie des compresseurs. Dans une étude faite par Konofagou et al. (1996), il a été démontré qu'avec la méthode d'apodisation de déplacement (i.e. appliquer la compression de telle façon que la distribution de contrainte soit uniforme dans le milieu), il est possible d'améliorer la non-uniformité latérale associée aux zones de concentration de contrainte; cette méthode n'a toutefois aucun effet sur la non-uniformité axiale.

La présence d'inhomogénéités élastiques sous forme d'inclusions entraîne aussi d'autres difficultés d'interprétation de l'élastogramme. Les inclusions rigides, par exemple, donnent lieu à des concentrations de contrainte causées par le changement de rigidité. Sur un élastogramme, ces concentrations de contrainte donnent l'impression que l'inclusion est adjacente à des régions souples. Cet artefact est connu sous le nom de «*target shadowing artifact*». Ces deux types d'artefacts sont le résultat direct de l'hypothèse de contrainte uniforme dans le milieu. Pour pallier ces limitations, l'approche

d'élastographie dans un cadre de résolution de problème inverse a été proposée. Cette notion sera discutée dans la section 2.2.3.

Par ailleurs, en élastographie, plusieurs sortes de bruits peuvent nuire à la qualité de l'élastogramme. Entre autres, on parle de bruit de décorrélation, de bruit de distorsion, de bruit de quantification et de bruit électronique. Le bruit de décorrélation du signal échographique causé par la compression est une source d'erreur importante. Ce phénomène est causé par plusieurs facteurs, notamment le mouvement transverse, la nature stochastique du signal ultrasonore et le changement de phase et d'amplitude du signal quand les diffuseurs bougent relativement au faisceau ultrasonore suite à une compression. Nous discuterons en détail de ces phénomènes un peu plus tard, vu leur importance dans notre étude.

2.2.3 Notion du problème inverse en élastographie (PI)

La résolution du problème inverse en élastographie a été proposée dans le but d'obtenir des informations sur les mesures d'élasticité dans un milieu avec, comme *a priori*, des informations sur la distribution des contraintes appliquées et les conditions aux frontières considérées.

Skovoroda et al. (1995) ont démontré la validité de l'approche par PI à l'aide d'un modèle analytique 2D. Leur modèle nécessite toutefois la connaissance du tenseur de déformation 2D. Cependant, en pratique, les composantes axiale et latérale du

mouvement peuvent être estimées; toutefois, seul le sens axial fournit un estimé relativement précis. L'approche par PI a aussi été adoptée par Kallel et al. (1996). Toutefois, leur méthode utilise seulement la composante axiale de déplacement pour reconstruire l'image de la distribution d'élasticité. Dans cette méthode, on a utilisé un modèle par éléments finis pour déterminer le champ de déplacement, puis une méthode d'optimisation pour minimiser au sens des moindres carrés l'erreur entre le champ de déplacement prédit par le modèle et celui mesuré à l'aide des signaux ultrasonores. Nous présentons ci-après les grandes lignes du problème inverse en élastographie.

Le concept du problème inverse :

En général, le problème direct est considéré comme le résultat de l'application d'un opérateur qui transforme la rigidité du milieu en un champ de déplacement. Cet opérateur est défini par un ensemble d'équations différentielles ou intégrales et par les conditions aux frontières. La formulation discrète de l'équation différentielle qui représente le problème direct peut être écrite comme suit :

$$[A]\{a\} = \{u\} + \{n\} \quad (2.9)$$

où $[A]$ est une matrice qui dépend de la nature du problème, de sa géométrie et des conditions aux frontières; $\{a\}$ est un vecteur qui définit les propriétés élastiques du milieu; $\{u\}$ est un vecteur qui définit le champ de déplacement; et $\{n\}$ est un vecteur qui représente le bruit dans les données du problème.

À l'opposé du problème direct, le PI cherche les caractéristiques élastiques du milieu qui produisent un champ de déplacement donné. Généralement, la méthode des moindres carrés est utilisée pour résoudre l'équation (2.9) :

$$\{\hat{a}\} = \arg \left\{ \min_a \left\| [A]\{a\} - \{u\} \right\|^2 \right\} \quad (2.10)$$

Il faut bien s'assurer que la solution du problème sera unique et stable.

D'après les brèves explications que nous avons données sur le problème inverse, on peut comprendre que cette approche nécessite une bonne connaissance du problème direct. En pratique, ce n'est pas toujours le cas, ce qui représente un désavantage de cette méthode.

2.2.4 Méthode lagrangienne d'estimation du mouvement

La méthode lagrangienne (Maurice 1998) a été proposée afin de bien comprendre la dynamique du signal échographique. Elle fournit un modèle analytique de décorrélation basé sur l'analyse des signaux dans un système de coordonnées lagrangien. La description du mouvement dans un tel système permet d'étiqueter chaque portion du continuum en donnant sa position à $t=0$, puis de donner les positions subséquentes de chaque portion comme une fonction du temps et de la position initiale (x_0, y_0); il est à noter que les méthodes d'estimation du mouvement utilisent généralement la description Euler qui a un système de coordonnées fixe, celui de l'observateur.

Avec l'approche lagrangienne, on a accès aux différentes composantes de déformation, c'est-à-dire les composantes axiale et latérale, en plus des composantes de translation. Cette approche permet aussi de tenir compte des facteurs relatifs au phénomène de décorrélation du signal échographique. Du point de vue du modèle lagrangien, la décorrélation est le résultat de deux mécanismes distincts : le mouvement effectif du signal et son changement morphologique, ou ce qu'on appelle bruit de décorrélation. L'estimateur lagrangien effectue d'abord un pré-traitement des signaux échographiques pour compenser le mouvement réel. Ensuite, il procède à l'estimation des déformations tissulaires. Dans la section suivante, nous étudierons en détail le processus de compensation du mouvement en recourant à une revue de la littérature.

2.2.4.1 Compensation du mouvement tissulaire

L'étape de compensation du mouvement est un processus préliminaire qui vise à réduire les effets négatifs de la décorrélation. En élastographie, plusieurs stratégies de pré-traitement du signal échographique ont été proposées. Bien que ces stratégies soient considérées comme les moyens pour diminuer les effets négatifs de la décorrélation pour la plupart des méthodes, la méthode lagrangienne les considère comme une première étape à cette fin. Nous trouvons utile de citer certaines des stratégies les plus utilisées en élastographie.

Varghese et Ophir (1997), notamment, ont utilisé l'étirement temporel, ou ce qu'on appelle *companding* (*compression + expanding*) 1D, afin d'améliorer la corrélation entre les signaux avant et après compression. La méthode consiste à étirer le signal post-compression d'un facteur égal à celui que le tissu a subi comme compression. L'inconvénient de cette méthode est que la compression ne se distribue pas nécessairement de façon uniforme dans le milieu imagé et que le mouvement tissulaire ne se fait pas dans une seule direction (axiale). En effet, quand on expose un milieu incompressible à une compression dans la direction axiale, le mouvement résultant est tridimensionnel. Le *companding* local 2D et 3D a aussi été proposé (Chaturvedi et al. 1998, Insana et al. 1999), et a été combiné avec le *companding* global (1D).

Varghese et al. (1996) ont combiné deux stratégies pour diminuer les effets négatifs de la décorrélation : ils ont utilisé l'étirement temporel tout en effectuant de petites compressions «*multicompression*». Généralement, le *companding* augmente la cohérence entre les signaux avant et après mouvement, mais il n'arrive toujours pas à éliminer le bruit de décorrélation, comme nous le verrons dans l'exemple qui suit, vu qu'il le considère comme un simple mouvement.

La figure 2.3 illustre la décorrélation définie par la méthode lagrangienne. La figure montre le mouvement tissulaire suite à l'application de 3% de compression externe. Deux signaux sont montrés, l'un est enregistré avant (b) et l'autre après (a) le mouvement tissulaire. On voit clairement qu'une signature du signal pré-mouvement se

trouve à un autre moment temporel sur le signal post-mouvement; ceci est dû au mouvement réel du signal. Si on translate le signal post-compression de manière à avoir la même signature sur les deux signaux au même moment, on obtient la partie (c) de la figure. En calculant la différence entre (b) et (c), on trouve un résidu du mouvement (d). Si on étire le signal post-compression du même taux de compression qu'il a subi (3%) et qu'on calcule la différence entre le signal pré-compression et ce signal étiré, on obtient la partie (e) de la figure. De cette partie de la figure, on peut conclure que, même avec une parfaite compensation du mouvement réel du signal, un bruit, dit bruit de décorrélation, est bien présent. En d'autres termes, on peut dire que le bruit de décorrélation est le changement morphologique subi par le signal suite au mouvement du tissu insonifié. En termes d'image échographique, on parle du mouvement effectif du *speckle* et de son changement morphologique.

Pour contourner ce bruit, le modèle adopte deux stratégies : la première est la technique de compensation du mouvement; on applique donc un *companding* global et on le combine avec un *companding* local 2D. La deuxième est une stratégie de filtrage qui n'est pas utilisée dans le cadre de ce projet.

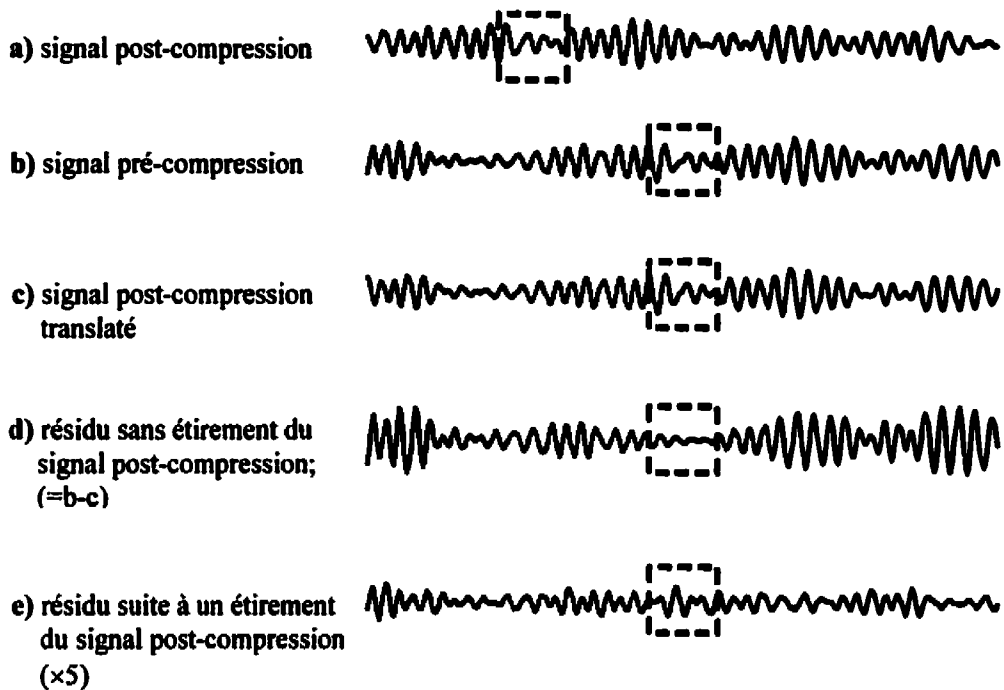


Figure 2.3 Illustration du phénomène de décorrélation au moyen du modèle lagrangien. Même après une parfaite compensation du mouvement réel du signal, un bruit, dit bruit de décorrélation, est bien présent. Voir le texte pour plus de détails; [tirée de Maurice et Bertrand 1999].

2.2.4.2 Estimation des déformations

Après l'étape de compensation du mouvement, qui représente une restitution du *speckle*, on résout un problème de minimisation entre le signal initial (avant déformation) et le signal résultant du processus de restitution. Dans le chapitre 3 de ce mémoire, nous présenterons plus en détail cette méthode d'estimation du mouvement.

La révision des différentes méthodes d'estimation du mouvement tissulaire permet de constater que les techniques de corrélation constituent une approche naturelle

utilisée par la plupart d'entre elles. Plusieurs chercheurs ont étudié l'effet de différents paramètres sur la performance de ces estimateurs. Il ressort de leurs études que l'un des plus importants paramètres est la taille de la fenêtre de mesure (Hein et O'Brien 1993). Certains auteurs ont supposé qu'une taille de fenêtre plus grande donne de meilleurs résultats, puisqu'elle contient un nombre de «taches de *speckle*» supérieur à celui d'une petite fenêtre (Ophir et al. 1991, Hein et O'Brien 1993, Ramamurthy et Trahey 1991); toutefois, dans le cas d'une grande fenêtre, la résolution spatiale est inférieure. Plus tard, ils ont constaté que cette hypothèse n'était pas vraie dans le cas d'un milieu inhomogène comme le milieu biologique; par conséquent, plusieurs études ont été faites dans le but de trouver une taille optimale de fenêtre de mesure. Le reste de ce chapitre va être consacré à présenter ces travaux.

2.2.5 Études sur la taille de la fenêtre de mesure

Lorsque nous avons introduit la notion de corrélation, nous avons expliqué que le calcul du coefficient de corrélation se fait sur des fenêtres de mesure sur chacun des signaux avant et après mouvement. Ceci nécessite évidemment un choix quant à la taille de ces fenêtres. Une fenêtre très petite n'est pas suffisante pour détecter la corrélation entre les signaux; en considérant une grande fenêtre, le calcul de corrélation est souvent mauvais puisque la fenêtre contient beaucoup d'événements indépendants.

La méthode lagrangienne a été proposée par notre laboratoire. Cette méthode a montré jusqu'à présent des résultats encourageants pour ce qui est de l'estimation du mouvement tissulaire et du champ de déformation. Tenant compte du fait que le modèle considère une transformation linéaire du tissu, le choix d'une petite région dans laquelle la déformation est constante est nécessaire. Sur chaque fenêtre de mesure, on calcule une matrice de déformation, ce qui donne une distribution de déformation pour tout le tissu.

Dans ses travaux, Maurice (1998) a fait un compromis entre une fenêtre assez grande pour contenir plusieurs événements indépendants et en même temps assez petite pour respecter les hypothèses de linéarité du modèle lagrangien. Son choix a donné de bons résultats dans certaines conditions, comme c'est le cas avec un niveau de compression bien définie et avec certains paramètres du transducteur ultrasonore. Toutefois, dans d'autres conditions, par exemple en augmentant le taux de compression appliquée, il a constaté que les résultats étaient moins fiables. Pour optimiser l'estimateur lagrangien, nous nous intéressons, dans ce travail, à l'étude de la taille de la fenêtre de mesure en fonction de la compression appliquée et des paramètres de la PSF du système ultrasonore.

D'autres chercheurs ont essayé de trouver la taille de fenêtre optimale d'une manière plus explicite. Il est à noter ici que tous leurs travaux ont porté seulement sur la taille axiale de la fenêtre. Ce sont des modèles qui utilisent la corrélation 1D sur chaque

ligne RF pour différents segments qui se chevauchent. Dans cette partie du mémoire, la taille de la fenêtre va désigner la taille axiale de la fenêtre.

Dans une étude sur l'estimation du mouvement, Bilgen et Insana (1997a) ont trouvé analytiquement la variance sur le déplacement estimée à partir d'un signal écho ainsi que la covariance entre deux signaux divisés en segments qui se chevauchent. Ils ont observé que la fonction de la variance possède une valeur minimale; cette valeur correspond à une taille optimale de la fenêtre de mesure. Si on considère que S est la taille du segment ou de la fenêtre d'observation, la valeur de S qui correspond à la valeur minimale de la fonction de variance est :

$$S = \frac{\sqrt{20} \cdot L}{a \cdot \sqrt{1 + Y^2}} \quad (2.11)$$

où a est le pourcentage de compression externe appliquée; $Y = k_0 \cdot L$ avec k_0 , la fréquence centrale du transducteur en MHz, $1/L$ est la largeur de bande en MHz, et S est la taille axiale de la fenêtre donnée en μs . De cette équation, on peut voir que la taille de la fenêtre est inversement proportionnelle à la compression. Ceci est dû au bruit de décorrélation qui est plus important avec une compression plus forte, d'où la nécessité de diminuer la taille de la fenêtre.

Ce résultat a été confirmé dans une autre étude (Bilgen et Insana 1997b) sur l'estimation de déformation et l'analyse du bruit en élastographie. Bien que ces études déterminent les paramètres les plus importants à ajuster pour avoir une bonne estimation

de déformation, elles ne tiennent pas compte de toutes les sources d'erreurs qui peuvent nuire au processus d'estimation de déformation; notamment le bruit relatif au mouvement transverse qui constitue une des principales sources de bruit de décorrélation. En fait, elles considèrent que les diffuseurs se déplacent dans la direction axiale seulement, alors qu'en réalité, les diffuseurs se déplacent en trois dimensions.

Varghese et al. (1998) ont constaté que la taille de la fenêtre ainsi que le taux de chevauchement entre les fenêtres déterminent la résolution de l'image en élastographie. Ils ont étudié l'impact de la taille de la fenêtre sur le phénomène de décorrélation ainsi que sur la variance de l'estimateur des déformations. Ils ont donc calculé la corrélation entre les signaux avant et après mouvement, puis, en se basant sur des simulations, ils ont trouvé une taille optimale de fenêtre qui maximise la corrélation et le RSB :

$$S \cong \frac{3}{2.L.a.k_0} \quad (2.12)$$

Dans le présent travail, nous avons étudié la taille de la fenêtre en fonction des paramètres de la PSF et de la compression appliquée. En nous basant sur la technique de corrélation couplée au processus de compensation du mouvement, nous avons formulé notre modèle de la taille de fenêtre. Ensuite, nous avons validé nos résultats sur l'estimateur lagrangien du mouvement. Notre étude va porter sur les dimensions axiale et latérale de la fenêtre de mesure dans le but d'optimiser cet estimateur. Dans le prochain

chapitre, nous présentons les principaux éléments relatifs à la compréhension du modèle. Par la suite, nous présenterons nos résultats et nous les comparerons avec ceux obtenus par d'autres groupes de recherche.

Chapitre 3

Méthodologie du travail

L'élastographie a évolué considérablement depuis qu'elle a été proposée en 1991. Toutefois, le but est toujours d'améliorer la qualité de l'élastogramme pour qu'il représente le mieux les déformations tissulaires. En effet, la qualité des élastogrammes est influencée par plusieurs sortes de bruits. Le bruit de décorrélation, notamment, est un bruit très important, et de nombreuses études ont été faites pour limiter ses effets.

Nous avons vu au chapitre précédent que la technique de corrélation est souvent utilisée pour estimer le mouvement tissulaire. Cette technique nécessite un choix adéquat de la fenêtre de mesure. Dans cette étude, nous cherchons à diminuer l'impact du bruit de décorrélation en élastographie en essayant de trouver une taille ou une plage «optimale» de la fenêtre de mesure. Pour atteindre cet objectif, nous avons choisi d'utiliser un modèle qui a été développé au sein de notre laboratoire : le modèle lagrangien.

Dans ce chapitre, nous allons résumer l'estimateur lagrangien ainsi que ses éléments de base. D'abord, nous présenterons des modèles de déformation tissulaire et de formation d'images échographiques. Ensuite, nous exposerons notre méthodologie concernant l'étude de la taille de la fenêtre de mesure.

3.1 Modèles de déformation tissulaire

En élastographie, les déformations tissulaires sont estimées à partir des signaux ultrasonores enregistrés avant et après l'application d'un champ de contrainte sur le milieu étudié. Dans le cas de la détection du cancer du sein, par exemple, ce champ de contrainte est le résultat de l'application d'une compression externe.

Dans ce projet, deux façons sont utilisées pour modéliser les déformations tissulaires. La première nécessite une matrice de transformation linéaire; la deuxième utilise les éléments finis. Dans les deux cas, on exprime les coordonnées du tissu après mouvement en fonction des coordonnées avant mouvement. Dans la prochaine section, nous présentons ces deux processus.

3.1.1 Modélisation de la déformation par une matrice de transformation

Si on suppose que les coordonnées d'un diffuseur avant mouvement sont (x_0, y_0, z_0) à l'instant $t=0$, sa position après mouvement sera (x, y, z) à l'instant t . La trajectoire directe entre ces deux positions peut être exprimée en fonction de la position initiale et du temps, comme suit :

$$x = x(x_0, y_0, z_0, t); y = y(x_0, y_0, z_0, t); z = z(x_0, y_0, z_0, t) \quad (3.1)$$

avec $(x_0, y_0, z_0) = (x, y, z)$ à l'instant $t = 0$ (Le Mehoute 1976, Maurice 1998).

La trajectoire inverse est définie de la façon suivante :

$$x_0 = x_0(x, y, z, t); y_0 = y_0(x, y, z, t); z_0 = z_0(x, y, z, t) \quad (3.2)$$

Pour une petite région d'intérêt (ROI), l'équation 3.1 peut être exprimée par les deux premiers termes de la série de Taylor. Dans ce cas, la trajectoire du point du matériel est décrite par une transformation affine; c'est-à-dire qu'elle est le résultat d'une translation du centre de la ROI et d'une transformation géométrique linéaire de coordonnées. En élastographie, afin de simplifier le calcul, nous considérons habituellement que le tissu est dans un état plan de déformation. Dans ces conditions, le lien entre les coordonnées avant et après mouvement peut être exprimé sous une forme matricielle par :

$$\begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = Tl \cdot \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \end{bmatrix} + T \quad (3.3)$$

où Tl , la matrice de transformation linéaire et T , le vecteur de translation contenant les deux composantes de translation en x et en y (T_x et T_y respectivement), sont donnés par :

$$Tl = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial x_0} & \frac{\partial x}{\partial y_0} \\ \frac{\partial y}{\partial x_0} & \frac{\partial y}{\partial y_0} \end{bmatrix} \quad T = \begin{bmatrix} T_x \\ T_y \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

À titre d'exemple, nous présentons la matrice de la transformation linéaire pour un cisaillement axial (Maurice 1998). Dans ce cas, la matrice de transformation linéaire Tl et la matrice des dérivées partielles du champ de déplacement $[\Delta]$ sont données par :

$$Tl = \begin{bmatrix} m_1 & m_2 \\ m_3 & m_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ \tan \theta & 1 \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

$$\Delta = \begin{bmatrix} \Delta_{11} & \Delta_{12} \\ \Delta_{21} & \Delta_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ \tan \theta & 0 \end{bmatrix}$$

où θ est l'angle de cisaillement. La figure 3.1 montre l'effet de l'application de la matrice de cisaillement axial sur une image contenant 3 gaussiennes.

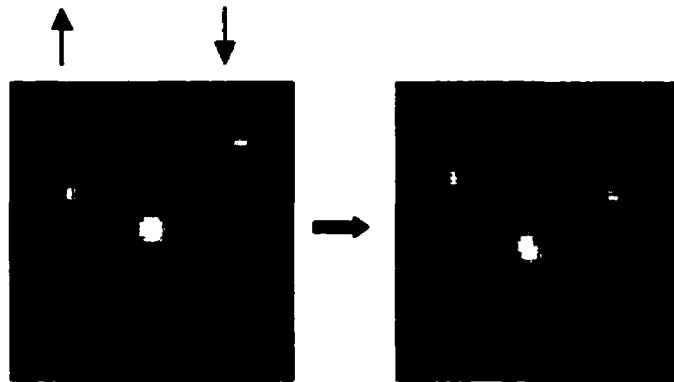


Figure 3.1 Illustration du cisaillement axial sur une image de 3 gaussiennes. L'image de gauche est l'image avant mouvement et celle de droite, l'image après mouvement; l'angle est $\theta = 10^\circ$. Les flèches en haut de l'image de gauche indiquent le sens du mouvement.

Il faut bien préciser que, dans ce processus de modélisation de déformation tissulaire, on considère une matrice de transformation linéaire ainsi qu'un vecteur de translation pour chaque région d'intérêt dans le milieu étudié. Évidemment, le choix de la taille et du nombre de ces régions d'intérêt auront beaucoup d'impact sur la précision des résultats obtenus; le mouvement détecté dans une région d'intérêt d'une taille donnée n'est pas exactement le mouvement détecté dans une région d'intérêt plus grande ou plus petite.

3.1.2 Implantation de la déformation par éléments finis

De façon générale, la solution d'un système par éléments finis nécessite la connaissance des conditions aux frontières. Ensuite, la division du domaine en un nombre fini d'éléments rend possible la détermination du déplacement de chaque nœud d'un élément. L'assemblage des éléments qui forment la structure établit alors les liens entre chacun de ces éléments. Enfin, l'application des conditions aux frontières permet de résoudre l'équation du système et d'obtenir le déplacement de tous les nœuds de la structure.

Après avoir obtenu le champ de déplacement D de la structure, on cherche à trouver la nouvelle position de chaque nœud. Cela peut se faire comme suit :

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} D_x \\ D_y \\ D_z \end{bmatrix} \quad (3.6a)$$

où (x_0, y_0, z_0) et (x, y, z) sont les coordonnées de chaque nœud avant et après mouvement respectivement. D_x , D_y et D_z représentent les déplacements en x , y et z respectivement.

Dans le cas d'un état plan de déformation, le champ de déplacement va contenir le déplacement de chaque nœud dans les directions de x et y ; l'équation 3.6a prend alors la forme bidimensionnelle suivante :

$$\begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} D_x \\ D_y \end{bmatrix} \quad (3.6b)$$

La figure 3.2 montre un exemple de 2% de compression sur une géométrie de 35×35 mm, et contient 3 inclusions dont la rigidité est 3 fois plus élevée que l'entourage. On peut y observer le maillage, le champ de déplacement axial et l'image de déformation calculés à l'aide du logiciel d'éléments finis (Partial Differential Equation PDE Toolbox) sous l'environnement Matlab.

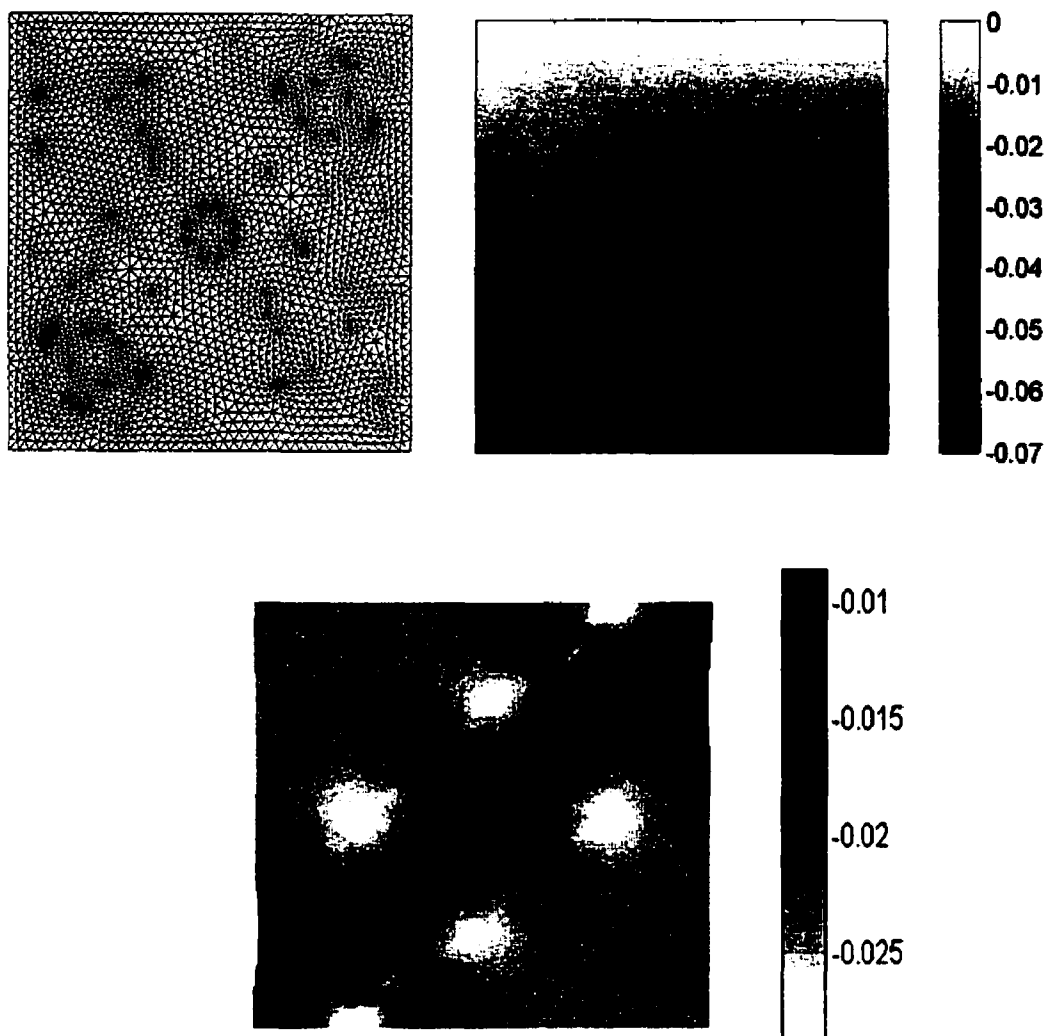


Figure 3.2 Simulation par éléments finis d'une géométrie de 3 inclusions dont la rigidité est 3 fois plus élevée que l'entourage. Le taux de compression appliquée sur le spécimen est de 2%. En haut, à gauche, on visualise le maillage; à droite, le champ de déplacement axial D_y [cm]; en bas, l'image de déformation axiale; le calcul est fait à l'aide de PDE sous l'environnement Matlab.

On aura donc, à la fin du processus, une matrice dont la taille est égale au nombre de nœuds de la structure. Chaque élément de cette matrice représente la nouvelle position

(x,y) d'un nœud après mouvement. La taille de cette matrice est donc une fonction du maillage qu'on fait sur le domaine en question.

3.2 Modèle de formation d'images échographiques

Pour notre travail, nous avons adopté le modèle qui a été proposé par Bamber et Dickinson (Bamber et Dickinson 1980, Dickinson 1982a, Dickinson et Hill 1982b). Ce modèle a aussi été utilisé par Meunier (1989), pour étudier le mouvement du *speckle* durant l'activité du myocarde, par Kallel (1995), pour étudier les performances de sa méthode pour résoudre le problème inverse en élastographie par rapport au bruit, et par Maurice (1998), dans le cadre de l'approche lagrangienne.

Ce modèle de formation d'images est linéaire et invariant dans l'espace. Dans la zone focale du transducteur et pour une propagation du faisceau ultrasonore suivant l'axe de y, l'image RF 3D est exprimée par :

$$I(x, y, z) = h(x, y, z) \otimes Z(x, y, z) \quad (3.7)$$

avec

$$h(x, y, z) = \frac{1}{2Z_0} \frac{\partial^2}{\partial y^2} h_1(x, y, z)$$

où \otimes indique le produit de convolution, $h_I(\bullet)$ est la réponse d'une cible ponctuelle du tissu à une radiation ultrasonore, Z est l'impédance acoustique effective du tissu et Z_0 est le niveau référentiel de l'impédance acoustique.

À partir de ce modèle statique, Maurice et Bertrand (1999) ont proposé un modèle de formation d'images pour décrire le mouvement du *speckle*. Celui-ci est basé sur le modèle de déformation tissulaire décrit dans la section 3.1.1. Dans ce modèle, on suppose que l'impédance acoustique est une propriété matérielle qui se «conserve» durant le mouvement. Ceci signifie que le champ de contrainte appliqué ne modifie ni la densité ni la compressibilité locales, c.-à-d. dans une région d'intérêt donnée. Cette hypothèse est raisonnable pour les tissus mous qui sont pratiquement considérés comme incompressibles avec un coefficient de Poisson ≈ 0.5 (Krouskop et al. 1987). Dans ces conditions, la description lagrangienne du mouvement semble être une bonne façon pour développer un modèle de formation d'images dynamiques.

Le modèle de formation d'images dynamiques dans des conditions quasi statiques (c.-à-d. que la fonction de l'impédance acoustique est considérée comme étant stationnaire durant la période d'enregistrement du signal) peut être écrit comme suit :

$$I(x, y, z, t) = h(x, y, z) \otimes Z(x_0(x, y, z, t), y_0(x, y, z, t), z_0(x, y, z, t)) \quad (3.8)$$

où $Z(x_0, y_0, z_0)$ est une fonction qui représente l'impédance acoustique d'un tissu avant mouvement, c'est-à-dire à l'instant $t=0$.

Maurice et Bertrand (1999) ont dérivé leur modèle 2D à partir du modèle 3D. Pour ce faire, ils ont supposé que la PSF est séparable, une simplification justifiée dans la zone focale du transducteur; ils ont donc considéré une tranche de $I(x, y, z)$ à $z=0$. Enfin, dans un état plan de déformation, où les transformations linéaires sont données par l'équation 3.3, ils ont démontré que l'image dynamique RF 2D est donnée par :

$$I(x, y, t) = h(x, y) \otimes Z_{T^{-1}}(x, y) := I_1(x, y) \quad (3.9)$$

où $Z_{T^{-1}}(x, y)$ indique le changement de coordonnées de la fonction $Z(x, y)$, T est la matrice de transformation linéaire et $I_1(x, y)$ est l'image RF suite à la déformation.

En réalité, l'équation 3.9 représente une séquence d'images échographiques. À l'instant $t=0$, elle représente l'image avant mouvement, alors qu'elle représente une série d'images après mouvement lorsque $t > 0$.

3.3 L'estimateur lagrangien du mouvement

La méthode lagrangienne a été proposée par Maurice et Bertrand (1999) dans le but d'estimer les déformations tissulaires. D'abord, cette approche utilise un modèle de formation d'images échographiques pour représenter les images avant et après

mouvement, I et I_t , respectivement (section 3.2). Par la suite, une compensation de mouvement est effectuée; on appelle image lagrangienne (I_{Lag}) l'image RF compensée du mouvement, parce que la correction du mouvement du tissu fait intervenir la description lagrangienne du mouvement. L'image lagrangienne peut être écrite à partir de l'équation 3.9 comme suit (Maurice et Bertrand 1999) :

$$\begin{aligned} I_{Lag}(x, y, t) &= (h(x, y) \otimes Z_{T^{-1}}(x, y))_T \\ &= h_T(x, y) \otimes Z(x, y) |J| \end{aligned} \quad (3.10)$$

où $|J|$ est le Jacobien de la transformation linéaire, c'est-à-dire le déterminant de $[T]$. Cette équation montre que le processus aboutit à appliquer la fonction de transformation linéaire sur la PSF du système, alors que la fonction d'impédance acoustique du tissu reste invariante.

La figure (3.3) illustre le fonctionnement de l'estimateur lagrangien du mouvement. Le processus commence par initialiser un vecteur du mouvement ψ_0 . Ce vecteur du mouvement contient six composantes : deux termes pour la translation et quatre termes constituant la matrice de transformation. Ensuite, l'image lagrangienne correspondante est calculée. Enfin, l'erreur de prédiction $|\Delta I|$ est calculée et utilisée pour mettre à jour les paramètres du vecteur du mouvement ψ . Le processus est répété jusqu'à la satisfaction des conditions d'arrêt prédéterminées.

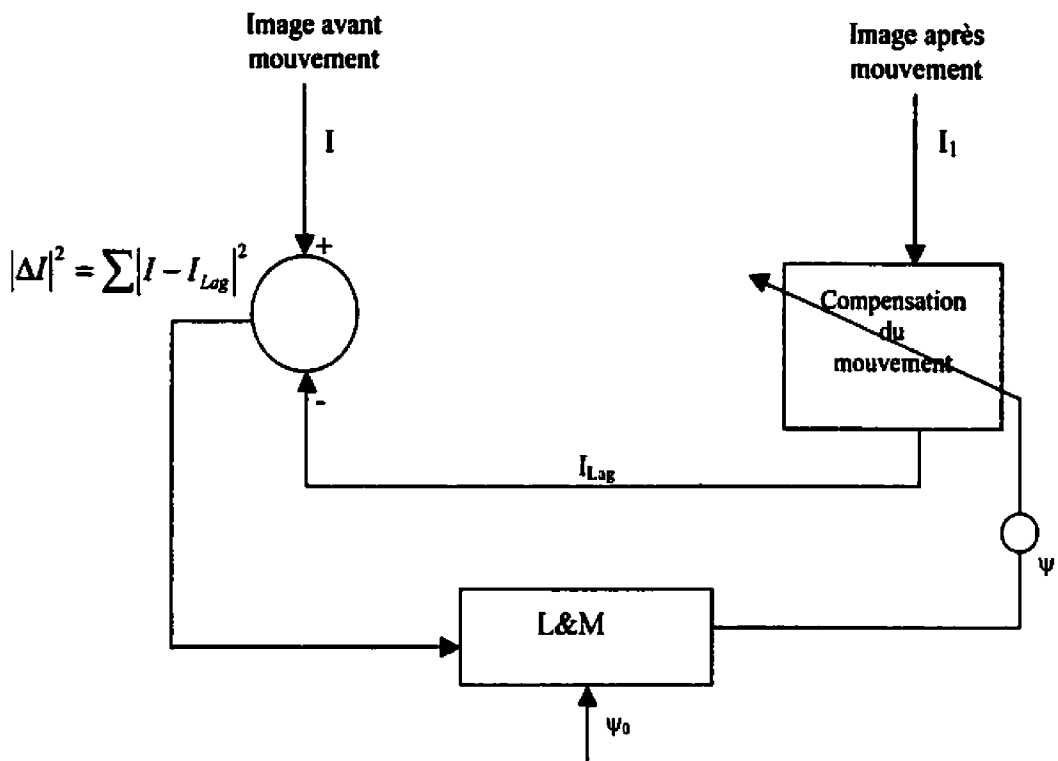


Figure 3.3 Schéma qui montre l'implantation de l'estimateur lagrangien du mouvement. L'algorithme cherche le vecteur du mouvement ψ qui prédit le mieux l'image avant mouvement. ψ contient le vecteur de translation T et les quatre composantes de la matrice de transformation linéaire 2D, $Tl(\cdot)$. $|\Delta I|^2$ est égale à $\sum |I - I_{Lag}|^2$, faisant la sommation sur tous les pixels et L&M désigne l'algorithme Levenberg-Marquardt [tiré de Maurice (1998)].

Donc, l'estimateur du mouvement tissulaire est formulé par un problème de minimisation non linéaire du type :

$$\underset{\psi}{\text{MIN}} \|I(x, y) - I_{Lag}(x, y)\|^2 \quad (3.11)$$

L'algorithme Levenberg-Marquardt (L&M) de minimisation est utilisé pour implanter cet estimateur du mouvement. Pour de plus amples détails sur cette approche, se référer à Maurice (1998).

3.4 Étude de la taille de la fenêtre de mesure

Pour obtenir une image de déformation en utilisant le modèle lagrangien, il faut segmenter les images échographiques par le biais d'une fenêtre de mesure. Cette étape est nécessaire pour respecter l'hypothèse de linéarité du modèle de déformation. D'autre part, le fait de balayer l'image par une fenêtre de mesure donne une valeur de déformation à chaque position, ce qui résulte en une distribution de déformations à travers toute l'image. Cette fenêtre va balayer l'image échographique avant et celle après mouvement, c.-à-d. $I(x,y)$ et $I_I(x,y)$. La figure 3.4 montre le balayage axial (y) et latéral (x).

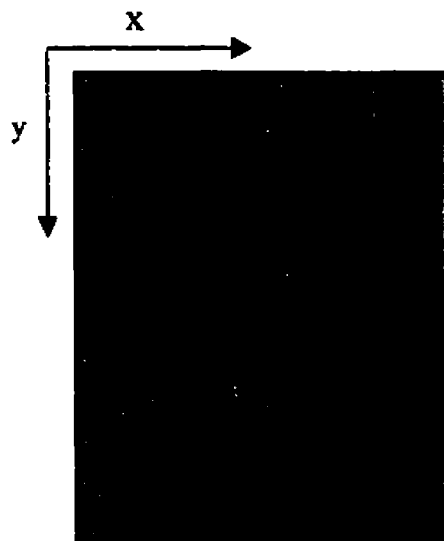


Figure 3.4 Illustration du balayage latéral et axial de l'image RF par la fenêtre de mesure dans le but d'estimer l'image de déformation.

Pour chaque position de la fenêtre, il faut calculer une matrice de déformation. Nous avons étudié le cas où le tissu est soumis à une compression. La matrice de déformation est donnée par :

$$\Delta = \begin{bmatrix} m_1 - 1 & m_2 \\ m_3 & m_4 - 1 \end{bmatrix} \quad (3.12)$$

où : Δ_{11} donne la dérivée du déplacement latéral dans la direction latérale,

Δ_{12} donne la dérivée du déplacement latéral dans la direction axiale,

Δ_{21} donne la dérivée du déplacement axial dans la direction latérale,

Δ_{22} donne la dérivée du déplacement axial dans la direction axiale.

L'image de la distribution de Δ_{11} produit l'image des déformations latérales (s_x), celle de Δ_{22} produit l'image des déformations axiales ou l'élastogramme (s_y) et, enfin, Δ_{12} et Δ_{21} donnent les images des cisaillements (s_{xy} et s_{yx}).

Dans le but de trouver une taille optimale de la fenêtre de mesure qui donne la meilleure estimation des déformations tissulaires, nous avons fait varier la taille de la fenêtre et calculé les déformations pour chaque taille. Nous avons commencé notre analyse par l'étude de la taille axiale, donc nous avons varié la longueur de notre fenêtre tout en gardant une taille latérale fixe; ceci donne une plage axiale optimale de la fenêtre. La formulation de cette plage optimale est basée sur l'étude de corrélation couplée au

processus de compensation de mouvement. Ces résultats sont expérimentés avec la méthode lagrangienne. En se basant sur ces premiers résultats de la taille axiale, l'étude de la taille latérale peut se faire en suivant la même méthodologie. Nous déterminerons donc une plage latérale optimale de la fenêtre. Les résultats de ce travail sont présentés au chapitre suivant.

Chapitre 4

Résultats et discussions

Dans ce chapitre, nous allons présenter les résultats obtenus en étudiant la taille de la fenêtre de mesure. Nous avons traité des données simulées et des données expérimentales. Afin de simuler des images échographiques, nous avons utilisé le modèle de formation d'images présenté dans la section 3.2. Les données expérimentales ont été acquises d'un «fantôme» par un groupe de recherche de l'*University of Kansas Medical Center*. Les prochaines sections décrivent ces données et présentent les caractéristiques du transducteur ultrasonore utilisé.

4.1 Caractéristiques du transducteur ultrasonore utilisé

Dans notre étude, nous avons considéré le modèle de PSF analytique utilisé par Meunier (1989), Kallel (1995) et Maurice (1998). Ce modèle est décrit par un cosinus modulé en amplitude par une gaussienne :

$$h(x, y) = e^{-\frac{1}{2} \left[\frac{x^2}{\sigma_x^2} + \frac{y^2}{\sigma_y^2} \right]} \cdot \cos(v_0 y) \quad (4.1)$$

où σ_x et σ_y donnent les informations relatives à la largeur du faisceau ultrasonore et à la durée de l'impulsion respectivement; v_0 est la fréquence spatiale (en radians par unité de mesure) qui est reliée à la fréquence du transducteur f_r (Hz) par : $v_0 = 2\pi f_r / (c / 2)$ où c est la vitesse du son dans les tissus biologiques (≈ 1540 m/s).

Pour estimer les paramètres de la PSF à partir des données expérimentales, nous avons supposé que la réponse du tissu $Z(x, y)$ à l'impulsion acoustique est un bruit blanc; les paramètres σ_x et σ_y peuvent donc être déduits en calculant la fonction d'autocorrélation de l'image RF $I(x, y)$ (éq. 3.9). Cette fonction est donnée par (Maurice 1998):

$$R_{II}(x, y) = K \frac{\pi}{4} \sigma_x \sigma_y \left[e^{jv_0 y} + 3e^{-jv_0 y} \right] e^{-\left(\frac{x^2}{2\sigma_1^2} + \frac{y^2}{2\sigma_2^2} \right)} \quad (4.2)$$

avec : $\sigma_1 = \sqrt{2}\sigma_x$ et $\sigma_2 = \sqrt{2}\sigma_y$; K est une constante donnée par le spectre de puissance de $Z(x, y)$.

En tenant compte du profil gaussien de l'autocorrélation, le calcul des écarts-types (σ_x et σ_y) est fait en considérant les largeurs à mi-hauteur latérale et axiale (LMH_x , LMH_y) :

$$\begin{aligned}\sigma_x &= \frac{LMH_x}{2.35\sqrt{2}} \\ \sigma_y &= \frac{LMH_y}{2.35\sqrt{2}}\end{aligned}\tag{4.3}$$

Pour les données expérimentales, un transducteur à barrettes linéaires de 5 MHz a été utilisé. Dans les simulations, nous avons employé des transducteurs ultrasonores de 5 MHz et de 7.5 MHz; ce sont les fréquences les plus utilisées pour diagnostiquer le cancer du sein. Les écarts-types axiaux (σ_y) sont 0.01 cm et 0.007 cm pour 5 MHz et 7.5 MHz respectivement. L'écart-type latéral (σ_x) est estimé à 0.02 cm.

4.2 Acquisition des données

4.2.1 Données expérimentales

Les images expérimentales étudiées sont les données d'un fantôme. Ce fantôme est essentiellement constitué d'un bloc de gel de graphite de 7 cm de hauteur sur 10 cm de largeur et 10 cm de profondeur. Pour représenter des tumeurs ou des inclusions, trois

cylindres trois fois plus rigides que le milieu ambiant sont disposés diagonalement; chaque cylindre a un diamètre de 8.7 mm (figure 4.1).

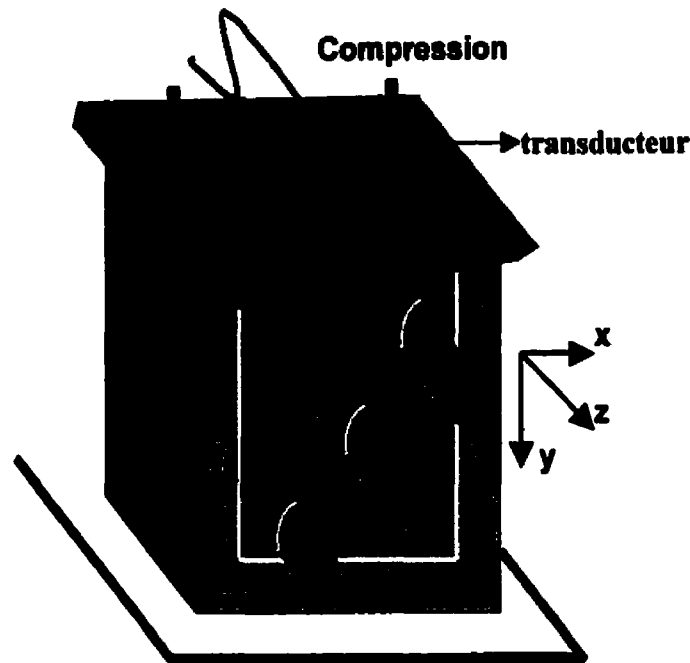


Figure 4.1 Schéma du fantôme étudié. Le faisceau ultrasonore se propage selon y et un balayage latéral (selon x) du faisceau produit l'image RF 2D. Le module de Young est de 80 kPa dans les inclusions (cylindres noirs) et de 25 kPa dans le milieu ambiant.

La figure 4.2 présente une illustration simplifiée du protocole d'acquisition des données. Une image RF avant compression ($I(x,y)$) est d'abord obtenue par un balayage latéral (orientation x) du fantôme par le transducteur ultrasonore. Une compression axiale donnée est alors appliquée au fantôme et le même processus de balayage est repris pour produire l'image RF après compression ($I_I(x,y)$). Les lignes RF sont échantillonnées à 50 MHz, huit bits. Les images RF acquises mesurent 3500 échantillons \times 198 lignes RF, soit 35 \times 35 mm approximativement.

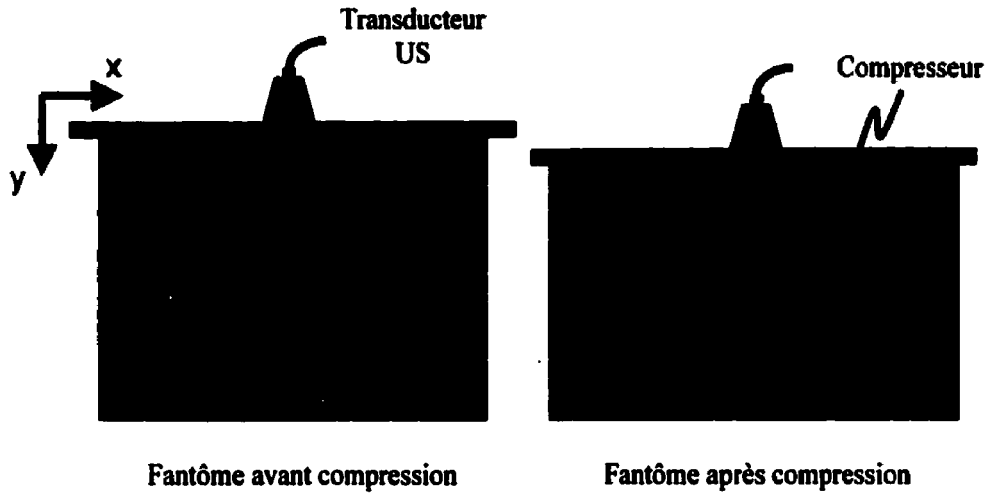


Figure 4.2 Structure plan simplifiée du fantôme et illustration du protocole d'acquisition des données avant et après compression. La région d'intérêt utilisée pour notre étude de taille de fenêtre est présentée sur le fantôme après compression (autour de l'inclusion centrale).

4.2.2 Données simulées

Nous avons traité deux types de données simulées : le premier est une image homogène (sans inclusion); le deuxième a la même géométrie que l'image expérimentale, c.-à-d. avec trois inclusions qui sont trois fois plus rigides que l'entourage. Dans les deux cas, nous avons adopté les mêmes dimensions que celles des images expérimentales, soit 3500×198 pixels.

4.2.2.1 Simulation du mouvement par matrice de transformation linéaire

Lorsque nous avons présenté le modèle de formation d'images (section 3.2), nous avons vu que l'image RF est le produit de convolution d'un terme instrumental qui représente la PSF du transducteur ultrasonore avec un terme tissulaire. Le terme

instrumental est donné par l'équation 4.1. Le tissu, qui est un groupe de diffuseurs, est simulé par un bruit blanc; ce dernier a été généré sous l'environnement Matlab. En effectuant le produit de convolution, on obtient une image $I(x,y)$ qui représente l'image avant mouvement. En appliquant une matrice de transformation linéaire (éq. 3.12 dans notre cas) sur le terme tissulaire, l'image après mouvement $I_I(x,y)$ peut être obtenue (éq. 3.9). On a ainsi la possibilité de générer des séquences d'images échographiques. Ce processus permet de simuler des images pour différents niveaux de compressions et pour différentes fréquences du transducteur ultrasonore.

4.2.2.2 Simulation du mouvement à l'aide des élément finis

Pour simuler le champ de déplacement d'un milieu inhomogène (fantôme avec inclusions), nous avons utilisé les éléments finis (PDE Toolbox). Une géométrie semblable à celle des données expérimentales (3 inclusions 3 fois plus rigides que l'entourage) est considérée. Nous divisons ensuite ce domaine du travail en un nombre fini d'éléments. Il faut bien mentionner ici que plus le maillage est raffiné, plus la solution du système sera précise; un temps de calcul plus long et une capacité limitée du système informatique utilisé constituent les limitations à respecter. Comme il a été déjà dit, l'application des conditions aux frontières permet de résoudre l'équation du système et d'obtenir le déplacement de tous les nœuds et, en conséquence, le champ de déplacement du milieu. Les conditions aux frontières choisies sont semblables à celles

appliquées en pratique, soit une compression exprimée en termes de déplacement sur la surface supérieure du fantôme tout en maintenant fixe la surface inférieure, alors que les deux côtés sont laissés libres (voir figure 4.2).

En appliquant ce champ de déplacement sur une distribution aléatoire de diffuseurs représentant le tissu avant mouvement, on obtient une nouvelle distribution de diffuseurs. Celle-ci donne les nouvelles positions des diffuseurs; de fait, elle représente le tissu après mouvement. En considérant un état plan de déformations, l'équation 3.6b est utilisée pour trouver les nouvelles positions de chaque nœud. Le diagramme de la figure 4.3 résume les simulations par éléments finis. En utilisant cette procédure, et en variant les conditions aux frontières en fonction du déplacement voulu, nous avons généré une séquence d'images échographiques à différents niveaux de compression.

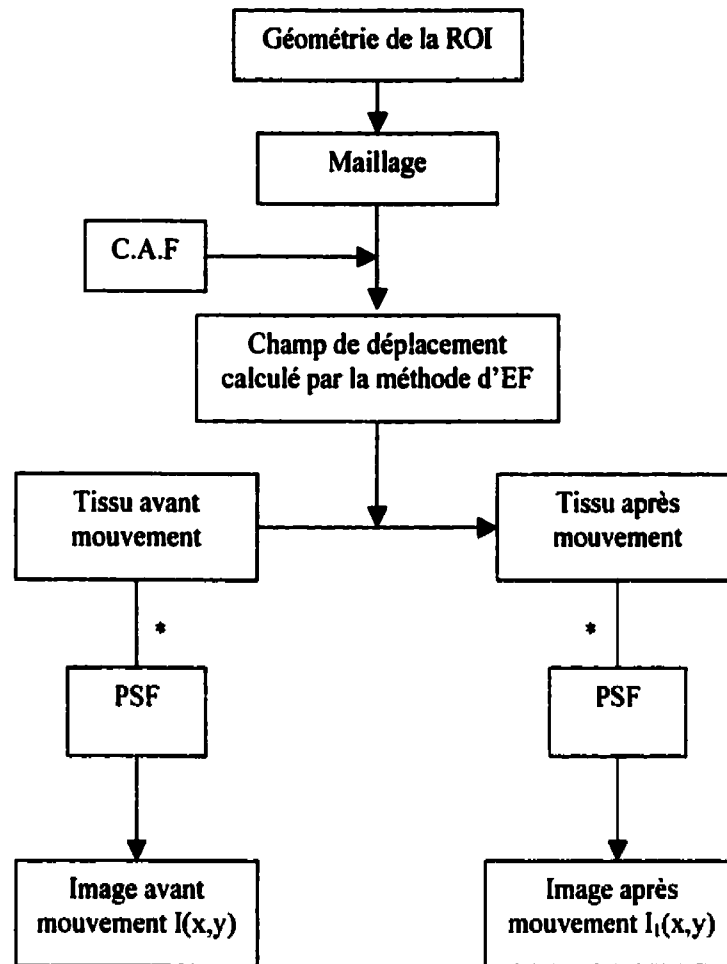


Figure 4.3 Simulation de la dynamique des images échographiques en utilisant les éléments finis (EF) pour imposer le mouvement au tissu. C.A.F désigne les conditions aux frontières et * le produit de convolution.

4.3 Traitement des données

Dans la section 3.4, nous avons expliqué la nécessité de choisir une fenêtre de mesure pour obtenir une image de déformation au moyen du modèle lagrangien. Cette fenêtre va balayer l'image échographique avant mouvement et l'image lagrangienne, c.-à-d. $I(x,y)$ et $I_{Lag}(x,y)$. Le balayage doit se faire de sorte qu'il y ait assez de

chevauchement entre les fenêtres de mesure. Ceci est important pour avoir une bonne résolution des images de déformations; des fenêtres non chevauchées donnent des mesures non corrélées qui peuvent biaiser les résultats. Bilgen et Insana (1997b) ont trouvé qu'un taux de chevauchement axial de 50% de la taille de fenêtre est suffisant pour donner de bons résultats. Dans notre étude, et pour les différentes expériences, ce seuil a été respecté; un pas de déplacement axial de la fenêtre est fixé à 0.32 mm (ce qui donne un taux de chevauchement ≈ 50 à 95% selon la taille axiale considérée). De façon équivalente, le pas latéral est fixé à 0.5 mm.

Nous avons déjà mentionné que notre étude de la taille de fenêtre est divisée en 2 parties : l'étude de la taille axiale et l'étude de la taille latérale. Le signal axial, c.-à-d. le signal RF, a une nature stochastique alors que le signal latéral varie beaucoup moins. Pour cette raison, on s'attend à un impact plus fort de la taille axiale de la fenêtre sur les estimations de déformations. En outre, comme nous l'avons vu au chapitre 2, la plupart des autres études faites en élastographie portent sur la taille axiale de la fenêtre. Nous accordons donc une priorité à l'analyse de la dimension axiale. Dans un premier temps, nous avons fixé la taille latérale de la fenêtre et fait varier la taille axiale. Pour choisir la taille latérale, nous avons considéré les travaux faits par d'autres chercheurs (Maurice et Bertrand 1999), où on a considéré une fenêtre de 3.5 mm de large pour les mêmes paramètres de PSF que ceux considérés dans notre étude. Suite aux résultats obtenus de l'étude de la taille axiale, l'étude de la taille latérale se fait en fixant la taille axiale à la taille axiale «optimale» et en faisant varier la taille latérale.

4.4 Résultats des simulations

4.4.1 Données homogènes

Nous avons utilisé le modèle lagrangien pour estimer le mouvement. Des compressions de 1% à 8% ont été appliquées. Afin de mieux présenter les résultats dans ce cas de simulation, nous présentons les résultats pour une ligne de déformation axiale. Ceci est réalisé en faisant un balayage axial de l'image par la fenêtre de mesure comme sur la figure 4.4. Sur la ligne de déformation estimée, nous calculons une moyenne, ce qui donne une valeur estimée de déformation pour chaque taille de fenêtre. La position latérale de la fenêtre est choisie au milieu de l'image.

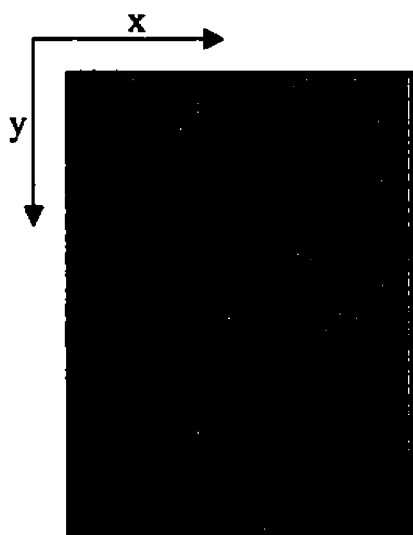


Figure 4.4 Illustration du balayage axial des images RF par la fenêtre de mesure pour estimer une ligne de déformation.

4.4.1.1 Taille axiale de la fenêtre :

Afin d'avoir un taux de chevauchement supérieur à 50% entre les fenêtres, tout en considérant un pas de balayage fixe ($= 0.32$ mm), une taille axiale minimale de la fenêtre d'environ 0.65 mm a été choisie. Une valeur maximale doit respecter une bonne résolution des images de déformations; nous avons considéré une taille axiale maximale de 7 mm.

La méthode lagrangienne estime les déformations en traitant les images pré-mouvement $I(x,y)$ et l'image lagrangienne $I_{Lag}(x,y)$ (l'image post-mouvement compensée du mouvement). La première étape naturelle est donc d'analyser les impacts de la taille de la fenêtre de mesure sur l'estimation de la corrélation entre ces deux images; une bonne corrélation est une condition nécessaire pour avoir une bonne estimation de déformation. La figure 4.5a montre la distribution du coefficient de corrélation, calculé pour chaque niveau de compression, en fonction de la taille axiale de la fenêtre et pour une fréquence du transducteur de 5 MHz. En général, la figure montre une diminution de la corrélation lorsque la compression augmente. Pour les plus petites compressions (1%, 2% et 3%), la corrélation est très bonne pour presque toutes les tailles de fenêtre étudiées. À partir de 4% de compression, la corrélation diminue plus rapidement avec l'augmentation de la taille de la fenêtre. Nous observons, dans chacun des cas, l'existence

d'une valeur ou d'une plage de valeurs maximales de corrélation qui correspond à certaines tailles de fenêtre.

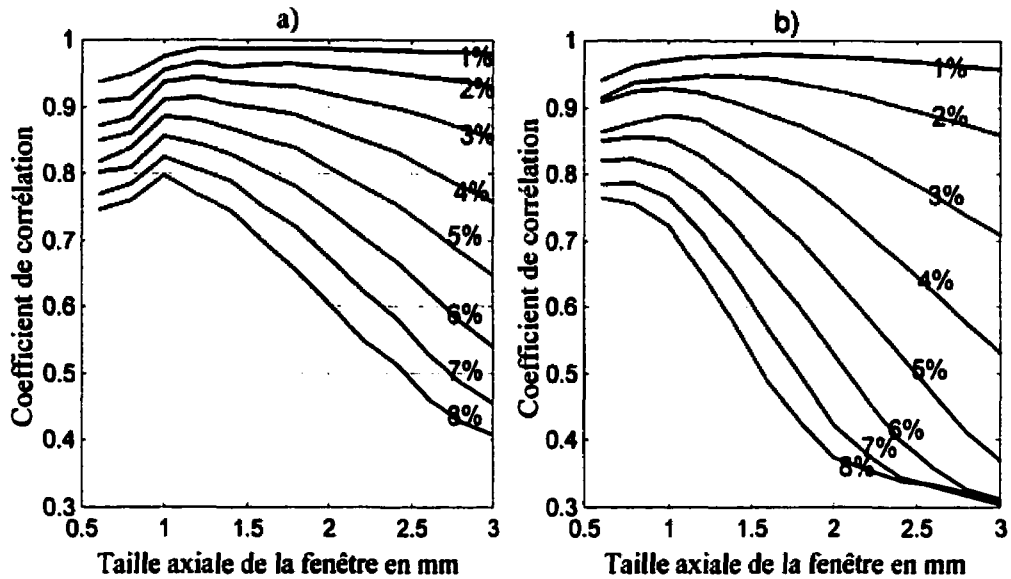


Figure 4.5 Coefficients de corrélation en fonction de la taille axiale de la fenêtre de mesure pour des compressions de 1% à 8%; les fréquences du transducteur ultrasonore sont : a) 5 MHz, b) 7.5 MHz.

Pour une fréquence de 7.5 MHz (figure 4.5b), les mêmes remarques sont à noter sauf que, dans ce cas, la diminution du coefficient de corrélation est plus rapide. Prenons le cas de 6% de compression comme exemple. Avec un transducteur de 5 MHz (figure 4.5a), le coefficient de corrélation est > 0.8 dans une plage de tailles allant de 0.65 à 1.6 mm; dans la même plage, ce coefficient de corrélation est > 0.7 avec un transducteur de fréquence de 7.5 MHz (figure 4.5b).

En pratique, lorsque nous considérons un tissu biologique, l'application d'une forte compression induit un bruit de décorrélation assez fort. Ceci diminue

considérablement la corrélation entre les images. Puisque l'estimation de déformation dépend principalement de la corrélation entre les images, nous avons fixé un certain seuil de corrélation et nous avons considéré les tailles de fenêtre donnant une corrélation supérieure à ce seuil. Nous supposons qu'une corrélation de 0.7 est acceptable; ceci limite notre étude pour 8% de compression, par exemple, à l'intervalle de 0.65 à 1.6 mm avec une fréquence de 5 MHz, et à l'intervalle de 0.65 à 1.1 mm avec une fréquence de 7.5 MHz. Sur la figure 4.5, nous constatons que l'intersection du seuil de 0.7 avec les distributions du coefficient de corrélation détermine une limite maximale de la taille axiale de fenêtre pour chaque compression appliquée. La figure 4.6a et b montre ces limites pour les deux fréquences étudiées. À cette étape de notre étude, nous pouvons dire que la taille optimale de la fenêtre se trouve dans la région se situant en-dessous des courbes solides de cette figure. Mathématiquement, il est possible de formuler ces limites supérieures en fonction de la compression appliquée et de l'écart-type axial, comme suit :

$$TA \leq 1.3\sigma_y/a \quad (4.4a)$$

où TA est la taille axiale donnée en mm; a est la compression appliquée en termes de pourcentage de déplacement et σ_y est l'écart-type axial en mm. Les courbes qui représentent cette équation sont aussi présentées sur la figure 4.6. On voit que les deux courbes se superposent, sauf pour les compressions de 1% et 2%. Théoriquement, ceci est acceptable dans un milieu homogène et en considérant une ligne de déformation comme c'est le cas ici.

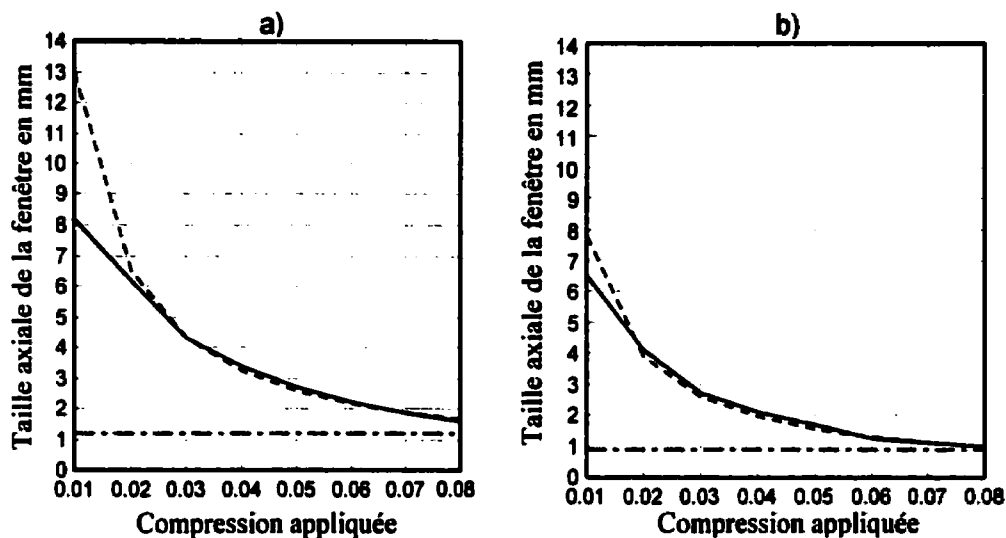


Figure 4.6 Taille axiale de la fenêtre en fonction de la compression appliquée, pour un milieu homogène. Les résultats présentés sont pour : a) 5 MHz et b) 7.5 MHz; les (-) représentent les tailles de fenêtre qui donnent une corrélation > 0.7 ; (- -) sont les tailles axiales données par l'équation 4.4; et (-.-) sont les limites inférieures.

Dans des plages ayant comme limites supérieures l'équation précédente, et des limites inférieures de 0.65 mm, nous avons procédé à l'estimation de déformation. Les écarts-types pour différentes composantes de déformations (axiale s_y , latérale s_x et cisaillements s_{xy} , s_{yx}) et de translations (axiale t_y et latérale t_x) pour une compression de 2% sont présentés en fonction de la taille axiale de la fenêtre sur la figure 4.7. Les écarts-types sont calculés sur les estimés de translation et de déformation d'une ligne de déformation; ce qui fait environ 90 positions axiales de la fenêtre de mesure. La figure montre que les six composantes ont presque la même allure, car, à une taille donnée, environ 1.2 mm, toutes les courbes diminuent pour atteindre un minimum. Tenant compte de cette observation, et puisque la plupart des autres études en élastographie ne prennent

en considération que la déformation axiale, nous allons détailler seulement les résultats des déformations axiales dans le reste de cette section.

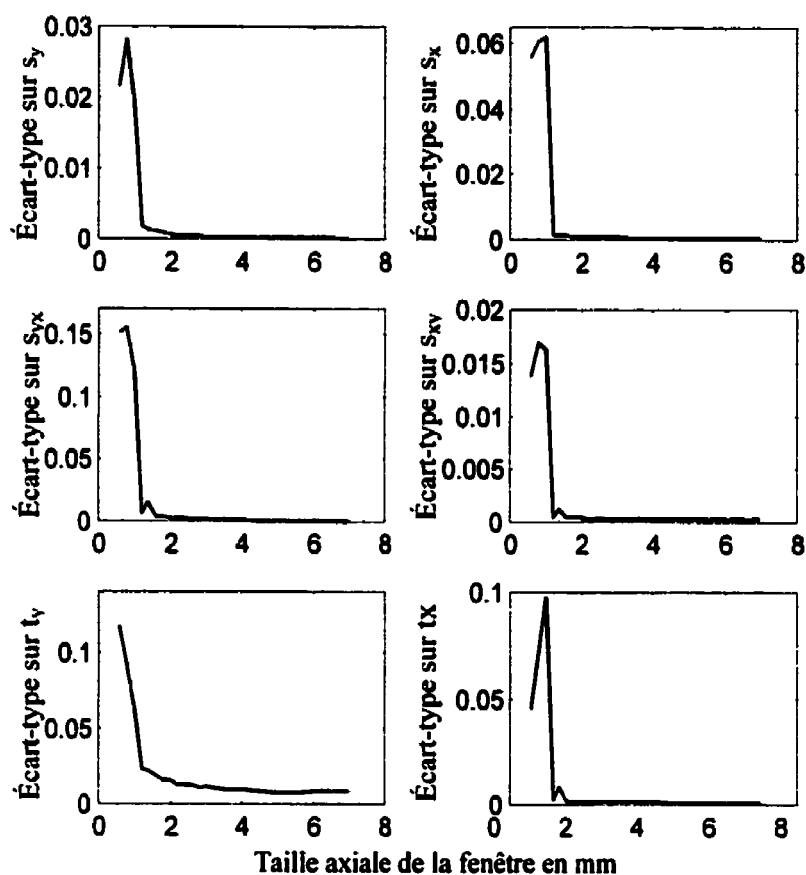


Figure 4.7 Écarts-types sur les différentes composantes de déformations et de translations en fonction de la taille axiale de la fenêtre pour des données simulées; la compression est de 2%; la fréquence du transducteur ultrasonore utilisée est 5 MHz.

Sur la figure 4.8, nous présentons les écarts-types sur les estimés des déformations axiales (s_y) en fonction de la taille axiale de la fenêtre, et ceci pour 8 niveaux de compressions. Pour mettre l'accent sur les valeurs des écarts-types en fonction des

niveaux de compression, la figure 4.9 présente une vue d'ensemble des 8 courbes de la figure 4.8.

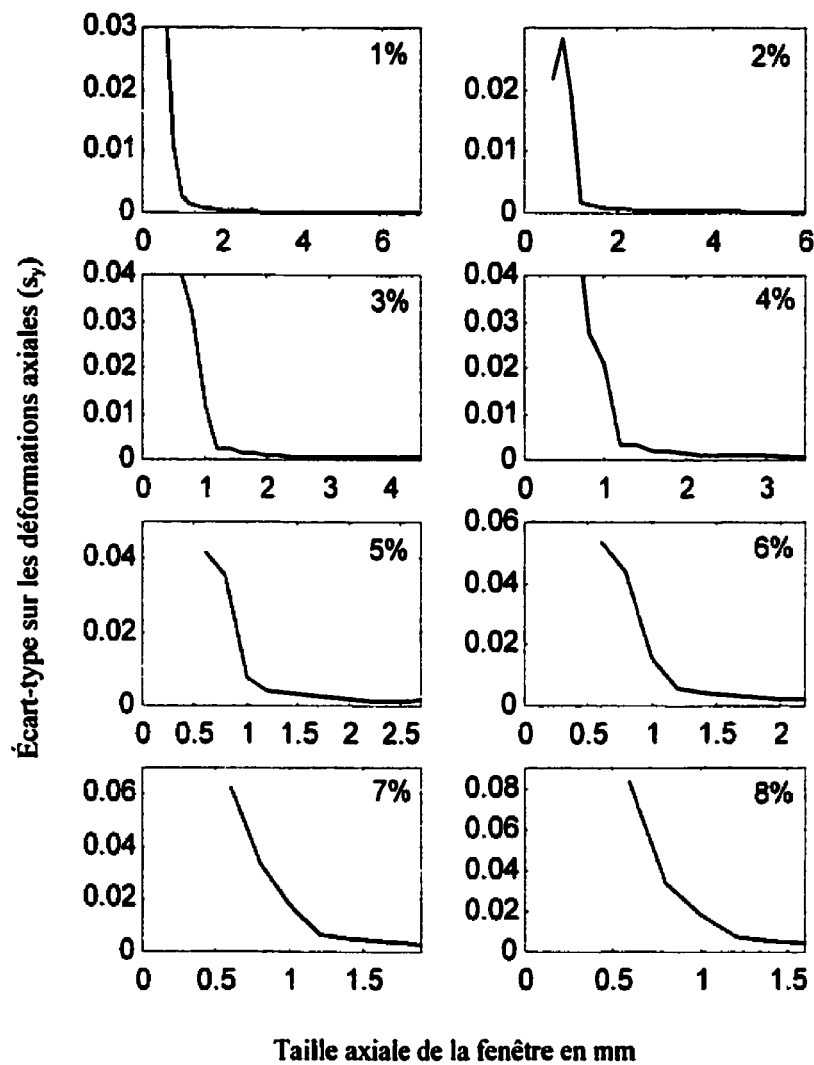


Figure 4.8 Écarts-types sur les estimations des déformations axiales en fonction de la taille axiale de la fenêtre sur des données simulées. Les déformations sont les résultats d'application de compressions allant de 1% à 8%; la fréquence de transducteur ultrasonore utilisée est de 5 MHz.

En examinant les courbes de ces deux figures, nous observons que l'écart-type sur les déformations axiales diminue avec l'augmentation de la taille axiale de la fenêtre de

mesure; cette diminution peut être approximée par une exponentielle décroissante avec asymptote. Pour quantifier davantage la performance sur les tailles de la fenêtre, nous avons calculé l'erreur relative des estimés pour chaque taille de fenêtre considérée

comme suit : erreur relative = $\frac{\bar{e} \pm e_v}{e_v}$

où \bar{e} est la valeur moyenne des estimés pour une taille donnée de la fenêtre et e_v est la vraie valeur de la déformation pour la compression appliquée. Il est important de mentionner que les valeurs des écarts-types sont jugées par rapport aux estimés recherchés. Intuitivement, nous nous attendons à une erreur plus élevée avec une forte compression, car les déformations sont plus fortes, et, par conséquent, le bruit de décorrélation l'est aussi. En procédant ainsi, nous sommes en mesure de déterminer une taille axiale minimale de la fenêtre. Nous avons considéré une fenêtre de 1.2 mm comme seuil inférieur de la taille de la fenêtre (voir figure 4.6); celle-ci donne une erreur relative de 0.03% à 1% de compression et de 0.27% à 8% de compression. En termes de paramètres de la PSF du système, cette limite inférieure est égale à $12\sigma_y$. Ce qui complète l'équation 4.4a pour prendre la forme :

$$\begin{aligned} TA_{\min} &\leq TA \leq TA_{\max} \\ \Rightarrow 12\sigma_y &\leq TA \leq 1.3\sigma_y/a \text{ avec } 0\% < a \leq 8\% \end{aligned} \quad (4.4b)$$

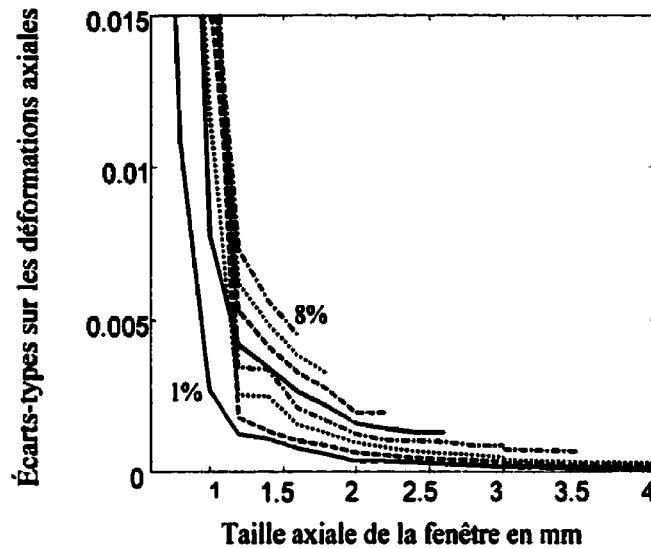


Figure 4.9 Vue d'ensemble des courbes de la figure 4.8.

Sur les figures 4.8 et 4.9, on constate que le choix de la taille axiale est plus crucial avec les fortes compressions; bien que la plage optimale de la taille axiale de la fenêtre soit assez large pour de faibles compressions, elle est de plus en plus restreinte pour des niveaux plus élevés de compression (elle est de 1.2 mm à 6.2 mm pour 2% de compression et de 1.2 mm à 1.6 mm pour 8% de compression). Par ailleurs, il est très important de noter que les écarts-types atteignent leurs valeurs minimales aux tailles de fenêtre correspondant aux limites maximales données par l'équation 4.4a. Ce qui permet de dire que cette équation donne approximativement la taille axiale «optimale» de la fenêtre dans ce cas de simulation.

Nous avons observé le même comportement avec une fréquence de 7.5 MHz. Dans ce cas, la limite inférieure de la taille de la fenêtre est approximée à 0.9 mm; ceci donne une erreur relative de 0.01% pour 1% de compression et de 0.12% pour 8% de

compression (voir figure 4.6). En comparant ces chiffres avec ceux donnés pour une fréquence de 5 MHz, nous remarquons que les erreurs relatives sont plus petites en travaillant avec une fréquence de 7.5 MHz. Ceci est probablement dû au nombre plus élevé d'événements indépendants dans une fenêtre donnée, puisque la longueur d'onde est inversement proportionnelle à la fréquence $\lambda = \frac{c}{f_r}$, (par exemple, une fenêtre de 1 mm contient 10 σ_r avec 5 MHz et environ 15 σ_r avec 7.5 MHz).

4.4.1.2 Taille latérale de la fenêtre :

Suite à notre étude de la taille axiale, nous avons fixé celle-ci à une valeur se situant dans la plage optimale (donnée par l'équation 4.4b) et fait varier la taille latérale afin de l'étudier en fonction de la compression appliquée. Pour les compressions $\leq 3\%$, les plages optimales sont assez larges; tout en respectant l'équation 4.4b, nous choisissons des tailles qui donnent une bonne résolution des images de déformations. Pour une fréquence de 5 MHz, une longueur de fenêtre de 3.5 mm est choisie; ceci correspond à $TA/4$, $TA/2$, $3TA/4$ pour des compressions de 1% à 3% respectivement. Les tailles axiales adoptées pour des compressions de 4% à 8% sont données par TA_{max} ; elles sont, respectivement, de 3.3, 2.8, 2.2, 1.9 et 1.6 mm. Nous avons procédé de la même façon en travaillant avec une fréquence de 7.5 MHz.

Par analogie avec l'étude de la taille axiale, la limite inférieure de la plage étudiée doit respecter un minimum de chevauchement latéral de 50% entre les fenêtres, ceci en tenant compte du pas latéral fixe de la fenêtre ($= 0.5 \text{ mm}$). La limite supérieure prend en considération la résolution des images de déformations. Une plage de la taille latérale de 1.0 mm à 8.4 mm est donc étudiée. Il faut cependant noter que la taille latérale considérée lors de l'étude de la taille axiale était de 3.5 mm; cette valeur appartient à la plage de la taille latérale qu'on vient de fixer.

Nous avons procédé de la même façon que lors de notre étude de la taille axiale. Premièrement, nous avons examiné le coefficient de corrélation en fonction de la taille latérale de la fenêtre (figure 4.10). Sur cette figure, on voit que la corrélation est plutôt stable pour chaque compression appliquée, sauf pour les fortes compressions où elle commence à diminuer légèrement avec l'augmentation de la taille latérale de la fenêtre. Si on compare ces courbes avec celles de la figure 4.5, qui donne la corrélation en fonction de la taille axiale, on constate que, dans ce cas-ci, les coefficients de corrélation sont tous ≥ 0.7 , alors qu'ils variaient significativement avec différentes tailles axiales de la fenêtre. Ceci permet de croire que le changement de la taille latérale aura moins d'impact sur nos résultats. Nous allons nous en assurer par l'étude des déformations axiales en fonction de la taille latérale.

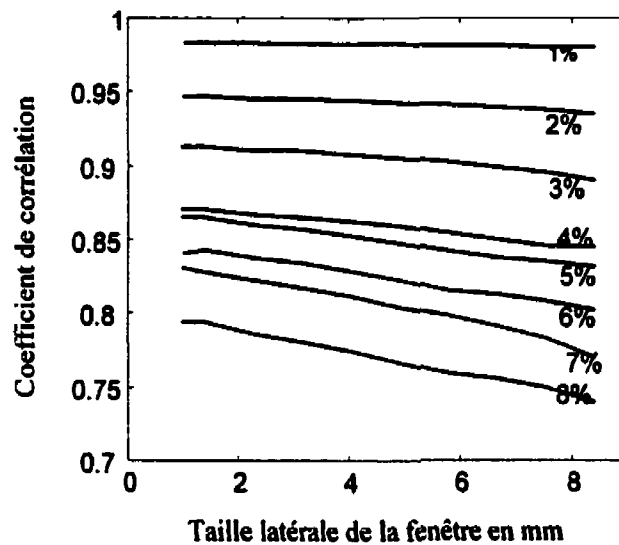


Figure 4.10 Coefficients de corrélation en fonction de la taille latérale de la fenêtre de mesure pour des compressions de 1% à 8%; la fréquence du transducteur ultrasonore est de 5 MHz.

La figure 4.11 présente les écarts-types des déformations axiales pour les différents niveaux de compression et pour les deux fréquences étudiées. Nous constatons que les écarts-types sont petits pour des compressions de 1% à 3%; ils augmentent pour des compressions plus fortes (de 4% à 8%). Ils demeurent quand même petits par rapport à ceux mesurés pour la taille axiale de la fenêtre (voir figure 4.8). Pour une fréquence de 5 MHz et avec des compressions de 1% à 3%, les variations des écarts-types sont très petites pour les différentes tailles latérales considérées. En augmentant la compression, le choix d'une fenêtre très étroite donne des écarts-types relativement grands. Ceci est probablement dû au fort mouvement latéral qui est difficile à détecter avec une fenêtre étroite. Nous remarquons que les écarts-types diminuent avec l'augmentation de la taille latérale pour des compression élevées. Les mêmes remarques sont valables pour une fréquence de 7.5 MHz. En effet, il est prévu que le choix de la fréquence n'affectera pas,

de façon directe, les résultats sur l'étude de la taille latérale, puisque celle-ci est liée à la largeur du faisceau ultrasonore qui dépend de la largeur de la barrette du transducteur et non pas de la fréquence. Toutefois, les écarts-types sont plus faibles avec une fréquence de 7.5 MHz, et ce pour tous les niveaux de compressions; ceci est le résultat de l'impact du choix de la fréquence sur l'étude de la taille axiale comme nous avons pu le constater lors de notre étude de la taille axiale.

Bien que toutes les tailles latérales considérées (de 1.0 mm à 8.4 mm) donnent de bonnes estimations de déformation axiale avec de faibles compressions (figure 4.11), il est raisonnable de considérer une taille latérale d'environ 2 mm comme une valeur minimale pour les fortes compressions. Cette fenêtre donne une erreur relative de 0.35% pour 8% de compression en utilisant une fréquence de 5 MHz et de 0.29% en utilisant 7.5 MHz. Donc, la plage latérale optimale est de 2 mm à 8.4 mm pour tous les niveaux de compressions. Nous mettons l'accent ici sur le fait que la taille latérale considérée lors de l'étude de la taille axiale était de 3.5 mm. Nous venons de trouver que cette valeur est environ $TL/3$, ce qui montre la pertinence de ce choix initial. Nous pouvons exprimer la plage optimale en fonction des paramètres de la PSF comme suit :

$$\begin{aligned}
 & TL_{\min} \leq TL \leq TL_{\max} \\
 & \Rightarrow 10\sigma_x \leq TL \leq 42\sigma_x \quad \text{avec } 0\% < a \leq 8\%
 \end{aligned}
 \tag{4.5a}$$

où TL est la taille latérale de la fenêtre donnée en mm; σ_x est l'écart-type latéral en mm.

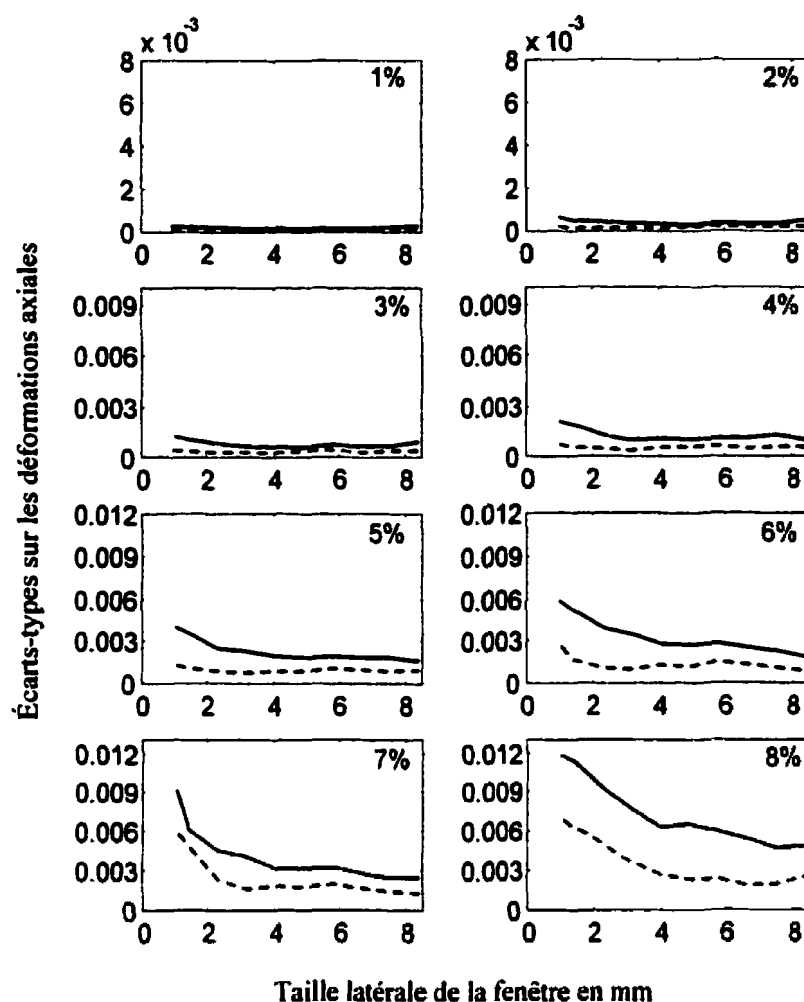


Figure 4.11 Écart-types sur les estimations des déformations axiales en fonction de la taille latérale de la fenêtre. Les déformations sont les résultats d'application de compressions allant de 1% à 8% sur des images simulées; deux fréquences du transducteur ultrasonore sont utilisées pour la simulation, 5 MHz (-) et 7.5 MHz (--).

En résumé, pour un milieu homogène, nous avons trouvé que la plage optimale de la taille axiale peut être exprimée en fonction de la compression appliquée et des paramètres de la PSF du système ultrasonore. Ceci est exprimé par l'équation 4.4b. La plage optimale de la taille latérale est exprimée également en fonction des paramètres de la PSF du système; cette plage est donnée par l'équation 4.5a.

Il faut préciser que ces résultats sont obtenus pour une ligne centrale de déformation axiale. La région centrale de l'image représente la région où le mouvement tissulaire est minimal et où, par conséquent, le bruit de décorrélation est minimal. Ainsi, les équations 4.4b et 4.5a représentent les résultats d'un cas général et plutôt «idéal». L'intérêt de cette première étude est de fixer des limites ou des plages optimales assez larges pour les dimensions de la fenêtre. Dans la section suivante, nous présentons les résultats pour un milieu inhomogène. Nous allons traiter les images au complet; nous prévoyons donc que les plages optimales seront plus restreintes que celles d'un milieu homogène. Ceci peut être en partie justifié par les effets de bord, une région où le bruit de décorrélation est assez important par rapport à la compression appliquée. D'autre part, la présence des inclusions dans un milieu produit une concentration de contrainte dans certaines régions de l'image, ce qui augmente la décorrélation et nécessite alors une réduction de la limite supérieure de plage optimale de la fenêtre.

4.4.2 Données inhomogènes

Nous avons appliqué des compressions de 1% à 8% sur un milieu constitué de trois inclusions trois fois plus rigides que l'entourage. Encore une fois, nous avons fait cette étude en considérant deux fréquences du transducteur ultrasonore, 5 MHz et 7.5 MHz.

4.4.2.1 Taille axiale de la fenêtre :

Pour évaluer le niveau de corrélation entre les images $I(x,y)$ et $I_{Lag}(x,y)$, nous étudions la distribution du coefficient de corrélation dans les plages axiales optimales déterminées par l'équation 4.4b. La taille latérale est choisie à l'intérieur de la plage latérale optimale donnée par l'équation 4.5a; elle est de $TL/3$ (≈ 3.5 mm). La figure 4.12 présente la distribution des coefficients de corrélation pour 4% de compression avec 4 tailles axiales, TA_{min} , $TA/3$, $2TA/3$ et TA_{max} , ce qui donne environ 1.2, 1.8, 2.4, et 3.3 mm. Les inclusions sont détectées sur les quatre images. Ceci est dû au fait que la corrélation est très forte au niveau des inclusions rigides et moins forte dans l'entourage. Entre les inclusions, on remarque des petites régions de faible corrélation (≈ 0.4); ceci est dû à la concentration de contrainte dans ces régions; l'implication de ce phénomène sera à noter lors de l'étude des images des déformations. Bien que la corrélation soit assez bonne pour les quatre tailles choisies, elle est sensiblement meilleure pour 1.2 mm et 1.8 mm. La prochaine étape sera l'étude des déformations pour confirmer ces observations.

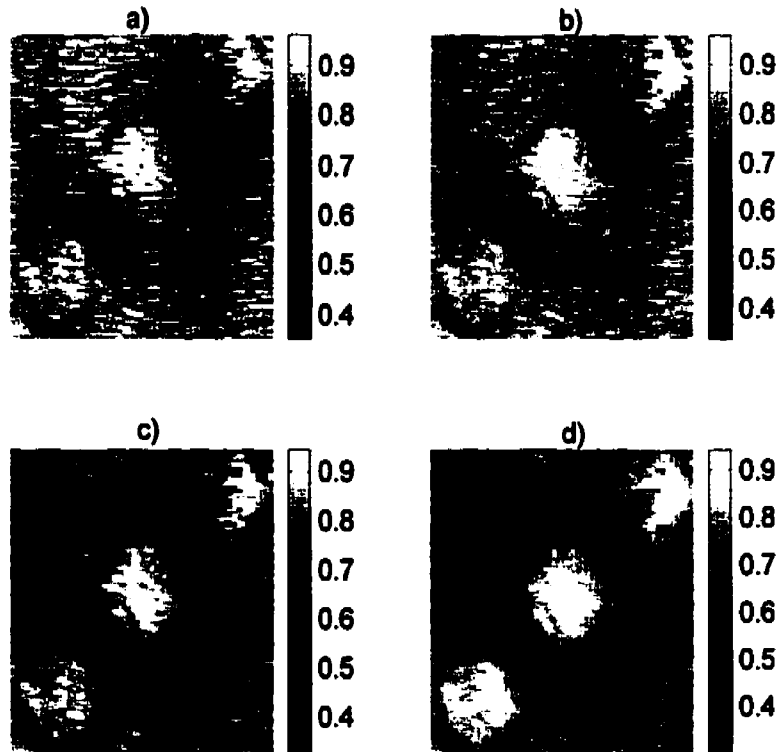


Figure 4.12 Distribution du coefficient de corrélation pour 4% de compression sur des images simulées; 4 mesures de la fenêtre axiales sont considérées : a) TA_{\min} (1.2 mm), b) $TA/3$ (1.8 mm), c) $2TA/3$ (2.4 mm) et d) TA_{\max} (3.3 mm); la taille latérale de la fenêtre est $TL/3$ (3.5 mm) et la fréquence du transducteur est de 5 MHz. La corrélation est indiquée selon le niveau de gris (échelle à droite).

La figure 4.13 montre un exemple de 3% de compression pour une fenêtre de $TA/3 \times TL/3$, (2 mm \times 3.5 mm) et une fréquence de 5 MHz. Les différentes composantes de déformations et de translations y sont illustrées. Les déformations axiales s_y sont très bien estimées, de sorte que nous voyons clairement les trois inclusions avec un très bon contraste. Pour les images de déformations latérales s_x et de cisaillements latéraux s_{xy} , le rapport signal sur bruit (RSB) est très faible; ceci est dû surtout au pas grossier d'échantillonnage dans le sens latéral. Les déformations axiales dans la direction latérale s_{yx} sont bien détectées.

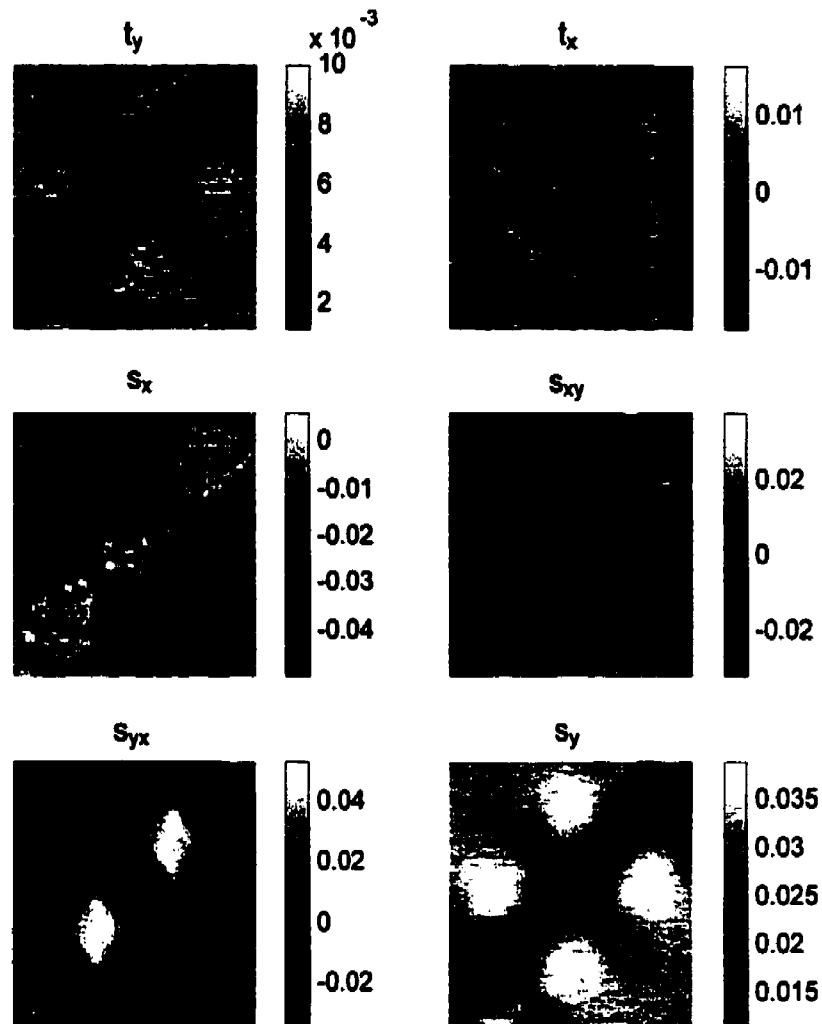


Figure 4.13 Présentation des résultats d'estimation des composantes de translations axiale (t_y) et latérale (t_x), ainsi que des composantes de déformation latérale (s_x), de cisaillement latéral (s_{xy}), de cisaillement axial (s_{yx}) et de déformation axiale (s_y) pour 3% de compression. La taille de la fenêtre de mesure considérée est $TA/3 \times TL/3$ ($\approx 2 \times 3.5 \text{ mm}^2$), et la fréquence du transducteur ultrasonore est de 5 MHz.

Pour les mêmes raisons que celles discutées dans le cas de la simulation d'un milieu homogène, nous allons poursuivre cette étude en présentant nos résultats sur les déformations axiales, c.-à-d. les élastogrammes. Deux exemples sont montrés sur les figures 4.14 et 4.15; l'un dans le cas de 2%, l'autre dans le cas de 5% de déformation.

Pour 2% de compression, la détection des inclusions se fait facilement en considérant des tailles axiales de TA_{\min} , $TA/3$, $TA/2$, (≈ 1.2 mm, 2.6 mm et 3.6 mm). Les deux dernières montrent une très légère amélioration par rapport au choix d'une fenêtre de taille axiale de TA_{\min} . Les histogrammes confirment la pertinence des élastogrammes avec les déformations centrées autour de 0.022, ce qui est presque la compression appliquée. Une autre région, centrée autour de 0.0075, indique la déformation des inclusions. Ce rapport de 3 entre les déformations pour les deux régions est expliqué par le fait que les inclusions sont trois fois plus rigides que l'arrière-plan et, ainsi, se déforment trois fois moins. Il est utile de noter que les quatre taches claires visibles sur l'élastogramme sont des artefacts; en effet, la présence des régions dures dans le milieu (les inclusions dans notre cas) agit comme des conditions internes aux frontières qui causent ces artefacts.

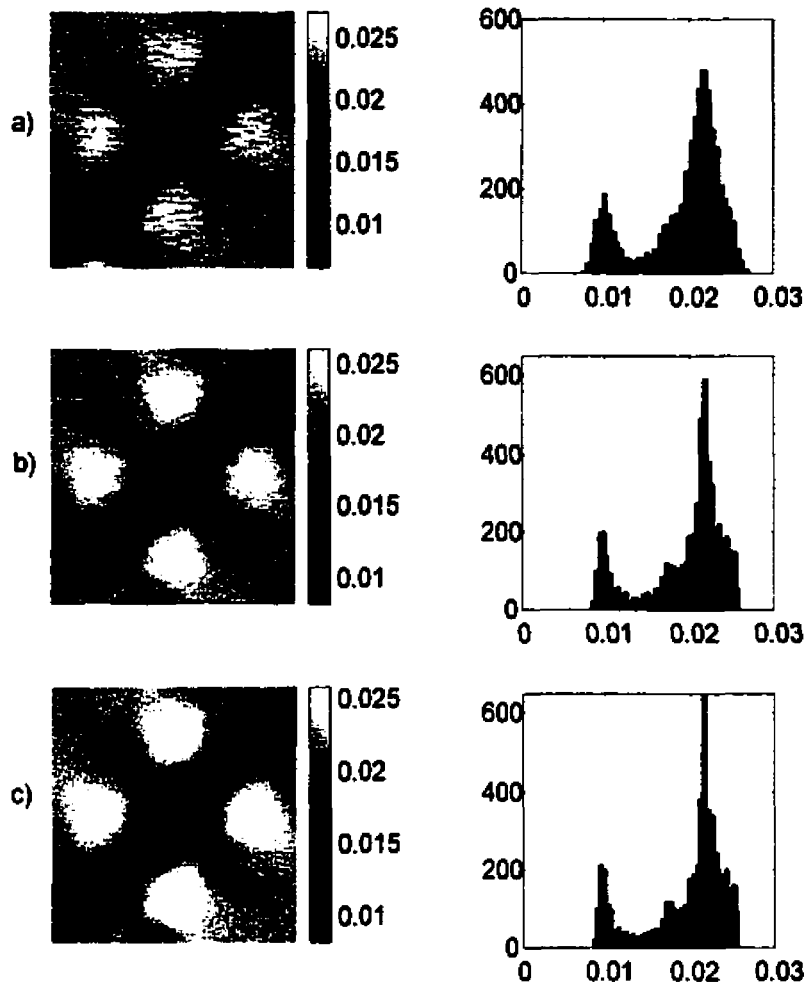


Figure 4.14 Étude de la taille axiale de la fenêtre sur des données simulées. Une compression de 2%, avec des fenêtres de : a) TA_{min} (1.2 mm), b) $TA/3$ (2.6 mm) et c) $TA/2$ (3.0 mm); la taille latérale est $TL/3$ (3.5 mm). Les élastogrammes (s_y) sont sur la partie gauche de la figure et les histogrammes de déformations respectifs à droite; la fréquence du transducteur utilisée est de 5 MHz.

Le deuxième exemple, présenté à la figure 4.15, illustre les résultats des estimations de déformation à une compression de 5% pour trois tailles axiales de fenêtre $TA/8$, $3TA/8$ et $TA/2$ (≈ 1.4 , 1.8 et 2.2 mm). Avec les deux premiers choix de la taille axiale (figure 4.15a et b), et surtout pour celle de 1.8 mm, la détection de déformation se fait assez bien, tel qu'on le voit sur l'élastogramme de gauche. Un certain niveau de bruit

est observé entre les inclusions, c.-à-d. une estimation de déformation moins précise. Ceci vient justifier les faibles niveaux de corrélation observés dans la figure 4.12. Encore une fois, l'histogramme donne les informations quantitatives avec la concentration des déformations dans deux régions (à 0.05 et à 0.018). Si on utilise l'histogramme comme un filtre pour éliminer ce bruit, c.-à-d. afficher l'image de déformation dans la plage de concentration de déformations figurant sur l'histogramme, on obtient les élastogrammes à droite de la figure. En procédant ainsi, on améliore le contraste de l'élastogramme.

L'élastogramme résultant du choix d'une fenêtre de $TA/2$ (figure 4.15c) est assez mauvais (élastogramme de gauche). En filtrant par un filtre médian en plus du filtre précédent, nous arrivons à détecter les inclusions, mais avec un RSB plus élevé. De cet exemple, nous avons noté que les estimations de déformations sont précises sur la première moitié de la plage optimale donnée par l'équation 4.4b. Toutefois, pour des tailles qui se situent près des bords de cette nouvelle plage optimale, certains traitements de l'élastogramme sont nécessaires pour obtenir des informations pertinentes sur les déformations du milieu.

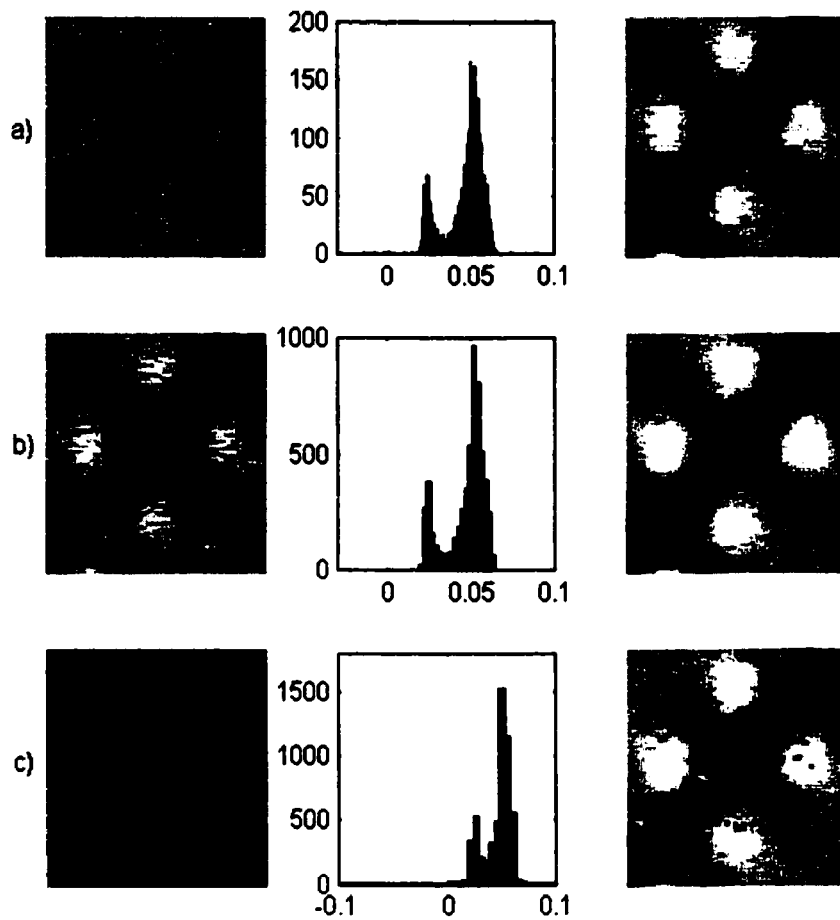


Figure 4.15 Étude de la taille axiale de la fenêtre sur des données simulées. Une compression de 5%, avec des fenêtres de : a) $TA/8$ (1.4 mm), b) $3TA/8$ (1.8 mm) et c) $TA/2$ (2.2 mm); la taille latérale est $TL/3$ (3.5 mm). Les élastogrammes initiaux sont sur la partie gauche de la figure, les histogrammes respectifs sont au milieu et les élastogrammes filtrés à droite; la fréquence du transducteur utilisée est de 5 MHz.

Les résultats des simulations du milieu inhomogène confirment donc que les plages axiales optimales sont plus restreintes que celles données par l'équation 4.4b, ce que nous avons prévu avant de commencer cette étude. Le tableau 4.1 résume les résultats dans les deux cas de simulations, et ceci pour une fréquence de 5 MHz; les

tailles axiales de la fenêtre sont données en mm. Prenons comme exemple une compression de 5%. Pour un milieu homogène, la plage optimale TA de la taille axiale de la fenêtre donnée par l'équation 4.4b est de 1.2 à 2.8 mm, alors que, pour un milieu inhomogène, cette plage est plus restreinte, soit de 1.2 mm à 2.0 mm ou de TA_{min} à $TA/2$.

Tableau 4.1 Plage optimale de la taille axiale de la fenêtre de mesure [en mm] pour des données simulées; la fréquence du transducteur est de 5 MHz.

	1%	2%	3%	4%	5%	6%	7%	8%
Milieu homogène	1.2 – 8.0	1.2 – 6.5	1.2 – 4.5	1.2 – 3.3	1.2 – 2.8	1.2 – 2.2	1.2 – 1.9	1.2 – 1.6
Milieu inhomogène	1.2 – 4.5	1.2 – 4.0	1.2 – 3.6	1.2 – 2.6	1.2 – 2.0	1.2 – 1.8	1.2 – 1.6	1.2 – 1.4

En tenant compte des résultats des simulations d'un milieu inhomogène, nous pouvons reformuler le modèle de la taille axiale comme suit :

$$\begin{aligned}
 &TA_{min} \leq TA \leq TA_{max} \\
 &\Rightarrow 12\sigma_y \leq TA \leq 1.1\sigma_y/a \text{ avec } 0\% < a \leq 8\%
 \end{aligned}
 \tag{4.4c}$$

Dans cette plage optimale, les tailles qui se trouvent au milieu donnent les meilleures estimations des déformations. Vers les bords, certains traitements, comme par exemple filtrer en utilisant l'histogramme ou d'autres filtres (voir figure 4.15c), sont nécessaires pour détecter les différentes structures dans le milieu étudié. Ceci signifie que la valeur médiane de la plage optimale de l'équation 4.4c représente la taille axiale «optimale» de la fenêtre. Ceci est formulé par :

$$TA_0 \approx \frac{1.1+12a}{2a} \cdot \sigma_y \quad \text{avec } 0\% \leq a \leq 8\% \quad (4.4d)$$

où TA_0 est la taille axiale optimale donnée en mm.

Dans le cas de très petites déformations, la taille axiale donnée par cette équation est assez grande pour donner une bonne résolution de l'élastogramme (par exemple, pour 1% de compression, cette taille est de 6 mm pour une fréquence de 5 MHz). Puisque nous considérons un pas fixe et que nous devons respecter le facteur de résolution, la taille axiale doit être légèrement plus petite que la taille donnée par l'équation 4.4d tout en respectant une limite inférieure déterminée par l'équation 4.4c. Pour une fréquence de 5 MHz, une taille d'environ 3.5 mm est trouvée très convenable pour toutes les compressions < 2%. En d'autres termes, cette taille est égale à $35\sigma_y$; d'où la formulation qui sera appliquée pour traiter les données expérimentales :

$$TA_0 \approx \begin{cases} \frac{1.1+12a}{2a} \cdot \sigma_y & \text{avec } 2\% \leq a \leq 8\% \\ 35 \cdot \sigma_y & \text{avec } 0\% < a < 2\% \end{cases} \quad (4.4e)$$

4.4.2.2 Taille latérale de la fenêtre :

Nous avons étudié les estimations de déformations dans les plages latérales optimales données par l'équation 4.5b. Les tailles axiales sont les tailles optimales données par l'équation 4.4e. Nous présentons sur la figure 4.16 un exemple pour 4% de compression en considérant une fréquence de 5 MHz. Les tailles latérales considérées sont TL_{min} , $TL/3$ et $3TL/4$, (≈ 1.77 , 3.5 et 7 mm), et la taille axiale est $TA_0 \approx 2.0$ mm. Nous remarquons que, dans les trois cas, les inclusions détectées ont un meilleur RSB avec une fenêtre de $TL/3$; le contraste est meilleur aussi avec cette fenêtre. Nous voyons que l'élastogramme est très bien présenté dans ce cas et ceci sans traitement supplémentaire. Un processus de filtrage permet d'améliorer la qualité des élastogrammes pour les cas a et c comme montré sur la colonne de droite de la figure. Ces résultats viendraient corroborer, encore une fois, le choix initial de la taille latérale (de 3.5 mm) lors de l'étude de la taille axiale.

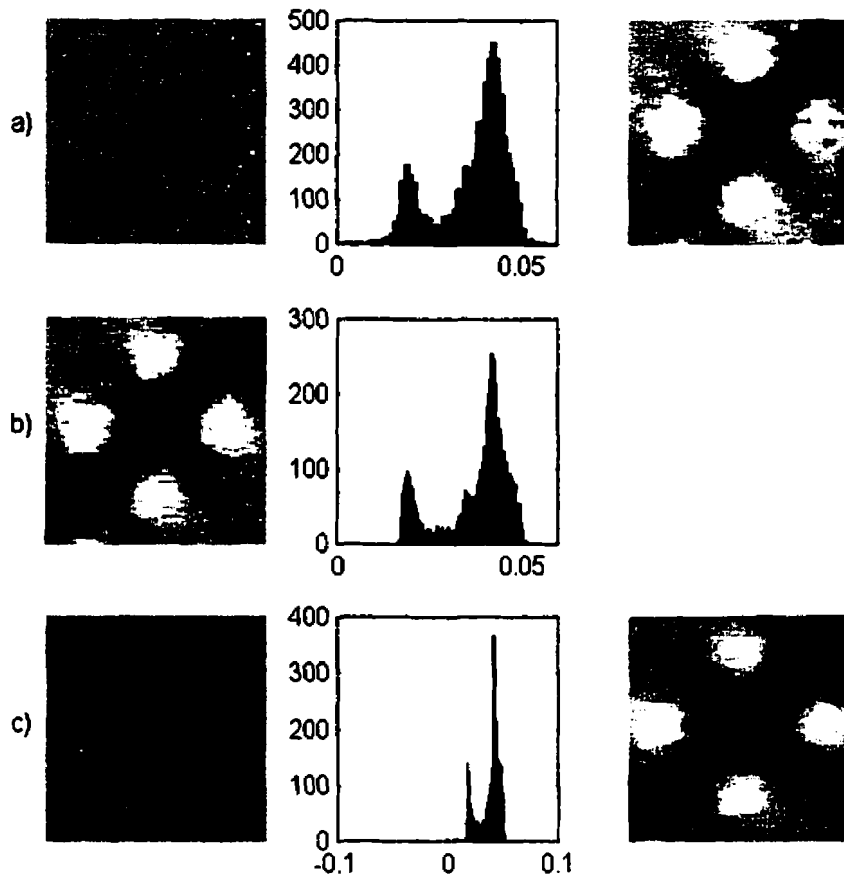


Figure 4.16 Étude de la taille latérale de la fenêtre sur des données simulées. Une compression de 4%, avec des fenêtres de : a) TL_{min} (1.77 mm), b) $TL/3$ (3.5 mm) et c) $3TL/4$ (7 mm); la taille axiale est de TA_0 (2.0 mm). Les élastogrammes initiaux sont à gauche de la figure, les histogrammes respectifs sont au milieu, et les élastogrammes filtrés dans les cas a et c sont à droite de la figure; la fréquence du transducteur utilisée est de 5 MHz.

En analysant les différents résultats correspondant aux différents niveaux de compressions appliquées, nous constatons la fiabilité de nos résultats donnés par l'équation 4.5a. Nous insistons sur le fait qu'un traitement des élastogrammes est nécessaire lorsque la taille latérale est choisie aux extrémités de la plage optimale, alors

qu'aucun traitement n'est exigé vers le milieu de cette plage. Nous avons trouvé que la taille latérale «optimale» peut être donnée par :

$$TL_0 \approx 18.\sigma_x \text{ avec } 0\% < a \leq 8\% \quad (4.5b)$$

où TL_0 est la taille latérale optimale de la fenêtre de mesure donnée en mm.

En résumé, suite aux traitements des données simulées d'un milieu inhomogène, nous avons pu reformuler notre modèle des dimensions de la fenêtre de mesure pour qu'il prenne la forme pratique donnée par les équations 4.4e et 4.5b. Dans la section suivante, nous validons ces résultats sur des données expérimentales d'un fantôme.

4.5 Résultats expérimentaux

Les images traitées sont des images du fantôme exposé à deux niveaux de compression, 0.6%, et 2.4%; la fréquence du transducteur ultrasonore est de 5 MHz. Dans le but de simplifier l'étude, nous nous sommes limitée à calculer l'élastogramme sur une région d'intérêt; cette région est choisie autour de l'inclusion centrale du fantôme (figure 4.2).

Pour une compression de 0.6%, la taille axiale optimale donnée par l'équation 4.4e est de 3.5 mm; la taille latérale optimale est de 3.5 mm (équation 4.5b). La figure 4.17 illustre le résultat obtenu pour ces dimensions optimales de la fenêtre de mesure.

Nous voyons que la détection de l'inclusion se fait assez bien. En réalité, avec une petite compression de 0.6%, le mouvement du tissu et le bruit de décorrélation sont très faibles. L'histogramme donne les déformations concentrées dans deux régions correspondant aux déformations de l'inclusion et de l'arrière-plan.

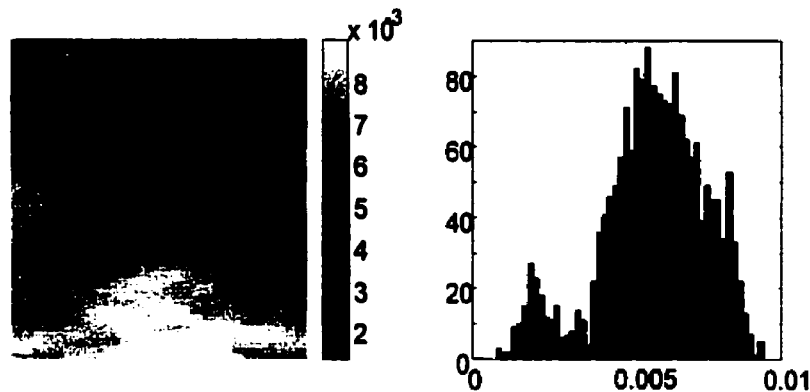


Figure 4.17 Résultats pour les données expérimentales; une compression de 0.6% est appliquée. L'élastogramme est présenté à gauche de la figure; à droite, on visualise l'histogramme; les dimensions de la fenêtre sont de $TA_0 \times TL_0$ ($3.5 \times 3.5 \text{ mm}^2$).

Pour une compression de 2.4%, la taille axiale optimale, donnée par l'équation 4.4d, est environ $TA_0 \approx 2.8 \text{ mm}$, et la taille latérale est $TL_0 \approx 3.5 \text{ mm}$. La figure 4.18a montre les résultats pour ces tailles optimales, nous y voyons que l'inclusion est bien détectée; l'histogramme donne les informations quantitatives sur les déformations. En utilisant ces informations pour filtrer l'élastogramme, nous améliorons légèrement son contraste (partie droite de la figure). La figure 4.18b montre l'impact de la taille axiale de la fenêtre. L'exemple montré est pour une fenêtre de $3TA/4$ ($\approx 3.3 \text{ mm}$); nous constatons que l'élastogramme initial ne donne aucune information sur les déformations. En filtrant

cette image de déformation, nous détectons l'inclusion mais avec un RSB très élevé. La partie c de la figure montre l'impact du choix de la taille latérale de la fenêtre; dans cette partie, la taille axiale est fixée à la taille optimale, alors que la taille latérale est égale à TL_{min} (≈ 1.77 mm). En examinant les parties b et c de cette figure, nous constatons que l'impact de la taille axiale est plus fort que celui de la taille latérale, puisque l'élastogramme résultant du processus du filtrage de la partie c est nettement meilleur que celui de la partie b.

La figure 4.18 donne un bon exemple de l'impact du choix de la taille de fenêtre sur le processus d'estimation de déformation. Un mauvais choix de la taille de la fenêtre peut causer une perte partielle des informations sur les déformations du tissu, ou une perte complète de ces informations si les dimensions choisies sont complètement en dehors des plages optimales données par les équations 4.4c et 4.5a.

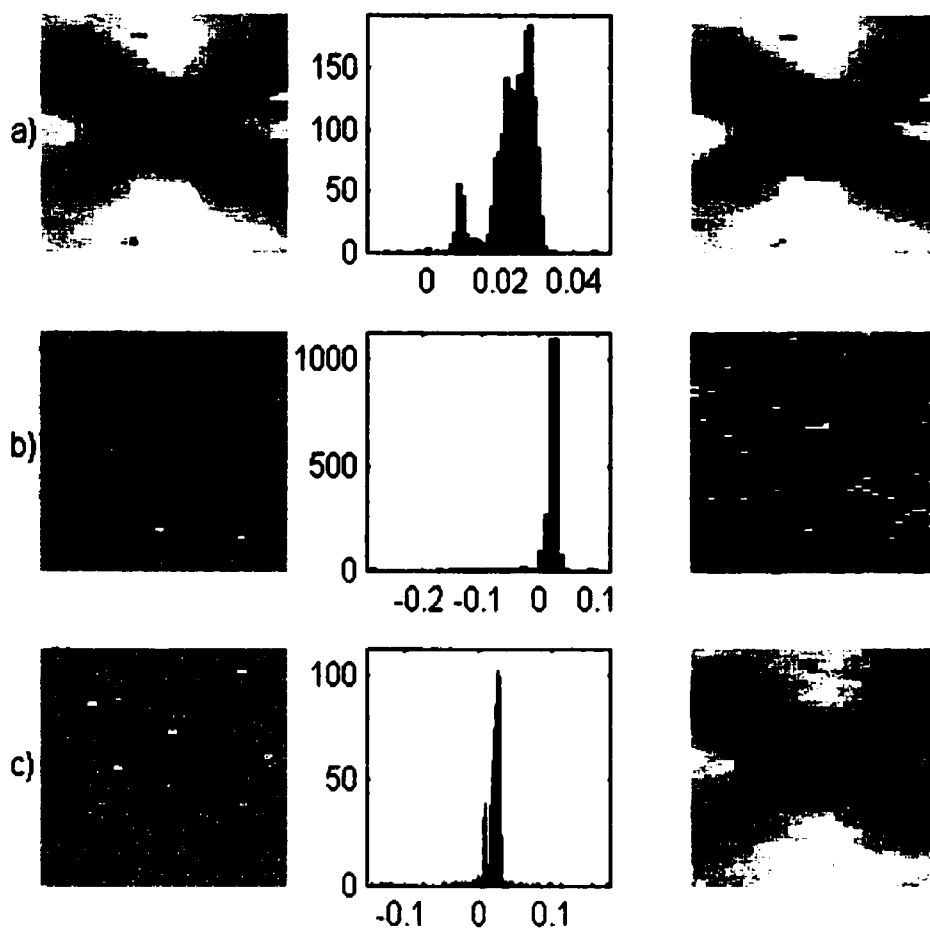


Figure 4.18 Résultats pour les données expérimentales; une compression de 2.4% est appliquée. Les élastogrammes initiaux sont présentés à gauche de la figure; les histogrammes sont au milieu et les élastogrammes filtrés à droite; les dimensions de la fenêtre sont : a) $TA_0 \times TL_0$ ($2.8 \times 3.5 \text{ mm}^2$), b) $3TA/4 \times TL_0$ ($3.3 \times 3.5 \text{ mm}^2$) et c) $TA_0 \times TL_{\min}$ ($2.8 \times 1.77 \text{ mm}^2$).

Si nous comparons les deux élastogrammes obtenus en considérant les dimensions optimales de la fenêtre, et ceci pour les deux niveaux de compressions, 0.6% (figure 4.17) et 2.4% (figure 4.18a), nous remarquons que le contraste et le RSB sont meilleurs pour le niveau de compression de 2.4%. En effet, le mouvement tissulaire résultant avec 0.6% de

compression est très petit, étant presque de l'ordre du bruit du système, alors qu'avec 2.4% de compression, le mouvement est significatif sans nécessairement causer beaucoup de bruit de décorrélation. Ceci justifie, en partie, la différence de contraste entre les deux élastogrammes.

En résumé, nous avons trouvé que les résultats du traitement des données expérimentales ont validé les résultats des simulations. Ceci confirme la pertinence des équations 4.4e et 4.5b qui donnent les dimensions optimales de la fenêtre de mesure.

Chapitre 5

Discussion générale

De façon générale, les images échographiques sont suréchantillonnées axialement alors qu'elles sont sous-échantillonnées latéralement. Dans la direction latérale, le pas d'échantillonnage dépend du transducteur ultrasonore utilisé ou, en d'autres termes, du système électronique. À ce jour, l'instrumentation utilisée n'offre malheureusement pas un bon échantillonnage latéral. Par contre, dans la direction axiale, l'échantillonnage peut être rendu très fin grâce aux techniques de traitement de signal existantes. Ceci, en effet, nous laisse croire que les résultats obtenus dans la direction axiale sont plus fiables que ceux obtenus dans la direction latérale. Néanmoins, c'est la première fois qu'une tentative a été faite pour proposer une formulation optimale de la dimension latérale de la fenêtre de mesure. La plage optimale est donnée par l'équation 4.5a et dépend seulement de la largeur du faisceau ultrasonore par le biais de σ_x . Finalement, la taille considérée comme optimale, soit $18\sigma_x$, est donnée par l'équation 4.5b. Cette valeur a été dérivée des simulations du milieu inhomogène. Notez que l'équation 4.5b est dite optimale parce

qu'elle permet d'obtenir les meilleurs élastogrammes dans la plage des compressions étudiées, et ce, pour un haut niveau de corrélation entre les signaux pré- et post-compression.

Par ailleurs, les résultats exposés dans cette étude montrent bien que la taille axiale de la fenêtre de mesure joue un rôle primordial dans le processus d'estimation du mouvement. Dans un premier temps, nous nous sommes basée sur l'analyse des données simulées d'un milieu homogène pour formuler l'équation 4.4b qui donne une plage plus ou moins optimale de la taille axiale de la fenêtre. Cette équation suppose aussi un haut degré de cohérence entre les signaux pré- et post-compression, soit minimalement 0.7 de coefficient de corrélation. Dans cette première analyse, nous avons considéré seulement une ligne centrale de déformation (c.-à-d. une région dans l'axe central des sonogrammes); celle-ci représente la région où le mouvement tissulaire est minimal et où, par conséquent, le bruit de décorrélation est à son plus bas niveau. Ainsi, l'équation 4.4b représente le cas le plus général possible qui fixerait les limites des plages axiales.

Le traitement des données simulées d'un milieu inhomogène (avec inclusions) a, dans un deuxième temps, permis de restreindre cet intervalle. Dans ce cas, la présence des inclusions dans le milieu et le fait de traiter les images échographiques au complet ont permis de rétrécir l'intervalle donné par l'équation 4.4b; la nouvelle plage est donnée par l'équation 4.4c. Finalement, la taille axiale optimale, c.-à-d. le point médian de

l'intervalle 4.4c, est donnée par l'équation 4.4d. Notez que ce résultat peut avoir une certaine influence sur la résolution de l'élastogramme; en d'autres termes, il pourrait s'avérer nécessaire d'ajuster le pas de déplacement axial de la fenêtre lors du balayage ou, inversement, de choisir une valeur différente de la taille axiale mais qui respecterait la plage déterminée par l'équation 4.4c.

Pour corroborer ces résultats, nous les avons comparés avec ceux obtenus par d'autres chercheurs, notamment Bilgen et Insana (1997) qui ont proposé l'équation 2.11 pour formuler la taille axiale optimale. Nous montrons sur la figure 5.1 les courbes qui donnent cette taille en fonction de la compression appliquée. Nous observons que la taille axiale optimale donnée par l'équation 4.4d (ligne solide) est très similaire à celle de Bilgen (tirets). Cette petite différence viendrait fort probablement des coefficients (constantes) relatifs à chacune des équations.

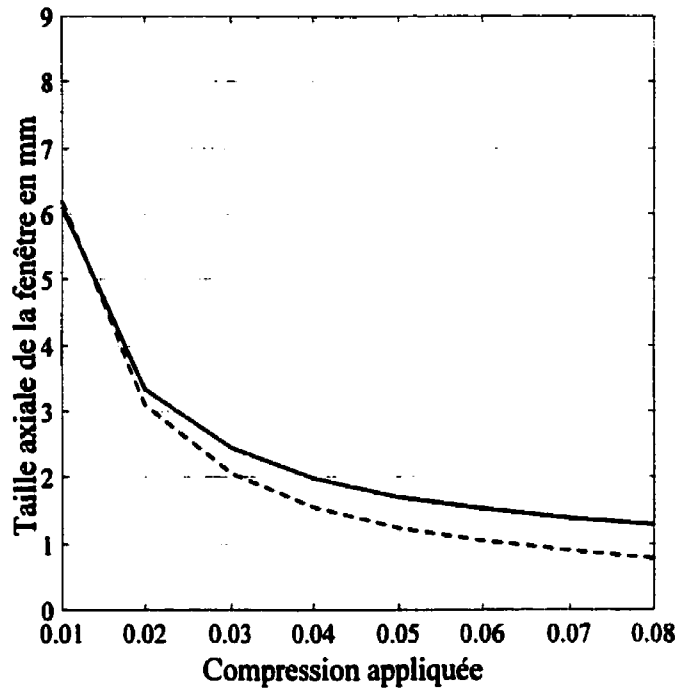


Figure 5.1 Comparaison entre nos résultats donnés par l'équation 4.4d (-) et ceux de Bilgen et Insana donnés par 2.11 (--) pour la taille axiale de la fenêtre de mesure; la fréquence considérée est de 5 MHz.

Finalement, les résultats obtenus à partir du fantôme ont permis de constater que l'élastogramme obtenu avec une compression de 2.4% est meilleur en termes de contraste et de RSB que celui obtenu avec 0.6% de compression. Ceci viendrait en quelque sorte confirmer l'assertion de Skovoroda et al. (1995) voulant que la plage optimale de compressions à appliquer se situerait entre 2% et 3%.

Chapitre 6

Conclusion

Dans ce mémoire de maîtrise, nous nous sommes intéressée au problème du cancer du sein; cette maladie touche actuellement une femme sur neuf comme le démontrent les statistiques. Plusieurs méthodes de dépistage du cancer du sein sont pratiquées en clinique, mais ces méthodes ont besoin d'être améliorées ou remplacées puisqu'elles ne permettent pas, dans bien des cas, de détecter certains cancers ou de les distinguer des tumeurs bénignes. Dans ce travail, l'élastographie est présentée comme une méthode qui pourrait éventuellement être adoptée pour faciliter le diagnostic du cancer du sein.

Cette étude fait suite à d'autres travaux qui ont été réalisés dans notre laboratoire. En effet, le modèle lagrangien commence à être reconnu pour sa performance lors de son application en élastographie. Néanmoins, cette approche requiert la connaissance *a priori* de certains paramètres, notamment de la fenêtre de mesure. Dans ce mémoire de maîtrise, nous nous sommes intéressée à l'étude de la taille de cette fenêtre de mesure qui influence beaucoup la qualité des images de déformation appelées élastogrammes.

Nous avons déterminé une plage optimale de la taille de la fenêtre de mesure pour les estimateurs de mouvement basés sur les techniques de corrélation couplées à la compensation du mouvement. Notamment, nous avons validé ces résultats sur l'estimateur lagrangien du mouvement. Essentiellement, nous avons traité des données simulées et expérimentales. Deux géométries ont été étudiées pour la simulation, soit un milieu homogène et un milieu inhomogène, c.-à-d. avec la présence d'inclusions. En appliquant des niveaux de compression de 1% à 8%, et en considérant deux fréquences du transducteur, 5 MHz et 7.5 MHz, les simulations ont permis de dériver une équation qui exprime une plage optimale pour la taille axiale (équ. 4.4b); cette équation exprime la taille axiale de la fenêtre en fonction de la compression nominale sur le tissu et des paramètres de la PSF du système ultrasonore. Cette plage s'est avérée assez large pour de petites compressions, alors qu'elle est de plus en plus restreinte pour de fortes compressions.

Les résultats pour les simulations d'un milieu inhomogène (avec trois inclusions) ont permis de raffiner la plage obtenue de l'équation 4.4b; la nouvelle plage est donnée par l'équation 4.4c. De cette dernière, il a alors été possible de déduire une taille axiale optimale (équ. 4.4e). Quant à la taille latérale, nous avons trouvé qu'elle affecte beaucoup moins le processus de l'estimation de mouvement. Il existe quand même une plage optimale de largeurs de fenêtre exprimée en fonction des paramètres de la PSF du système, plus spécifiquement la largeur du faisceau par le biais de σ_x ; ceci est exprimé

par l'équation 4.5a. L'étude du milieu inhomogène a aussi permis de formuler une taille latérale «optimale» donnée par l'équation 4.5b.

Ces résultats ont été appliqués sur des données expérimentales. Ce procédé a démontré la pertinence d'avoir une fenêtre de mesure plus ou moins optimale. En effet, l'utilisation des équations 4.4d et 4.5b, jumelée au modèle lagrangien, pour étudier des données de fantôme a permis de constater l'éventuelle performance diagnostique de cette approche. Toutefois, les résultats présentés pour un milieu inhomogène concernent la détection d'inclusions de 8.7 mm. En pratique, un modèle efficace devrait permettre de détecter des tumeurs de dimensions beaucoup plus petites dans l'espoir de pouvoir visualiser la tumeur alors qu'elle est encore bénigne. De ce fait, pour tester la fiabilité du modèle, nous avons repris la simulation du milieu inhomogène avec des inclusions de 1 mm de diamètre et dont la rigidité est 3 fois plus élevée que celle de l'entourage.

La figure 6.1 montre les résultats obtenus en appliquant 2% de compression. On y voit que la détection des inclusions est encore possible, et ce, avec un relativement bon contraste. Ceci permet donc de croire que ce modèle pourrait avoir une application clinique de choix, particulièrement quand on sait que la mammographie, qui est la méthode de détection la plus courante, ne permet pas de dépister des tumeurs de dimensions inférieures à (approximativement) 5 mm.

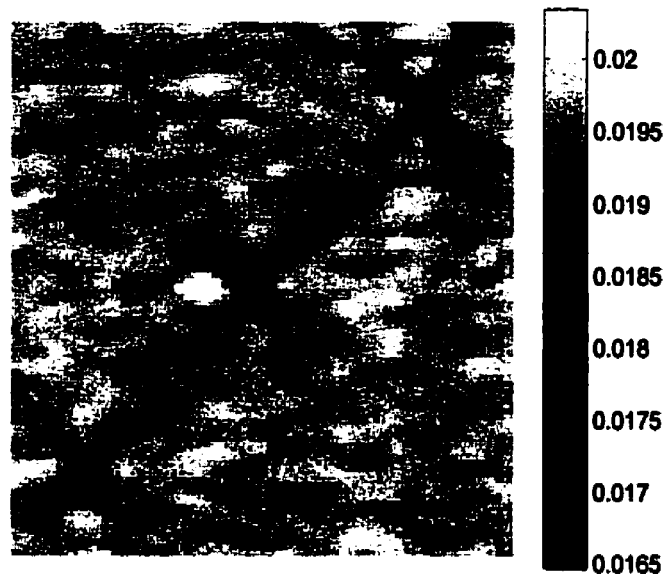


Figure 6.1 Élastogramme obtenu de la simulation d'un milieu inhomogène avec 3 inclusions dont le diamètre est 1 mm et la rigidité est 3 fois plus élevée que l'entourage. La compression appliquée est 2% et la fenêtre de mesure est de taille $TA_0 \times TL_0$ (soit 3.3×3.5 mm); la fréquence est de 5 MHz.

Par ailleurs, la dimension n'est pas le seul critère qui permet de distinguer les différents types de tumeurs. Notamment, il est connu que les tumeurs du sein peuvent être molles ou rigides; les tumeurs rigides sont généralement cancéreuses alors que les molles sont souvent bénignes. Il est extrêmement important de pouvoir distinguer ces deux types de tumeurs afin de limiter le nombre de faux positifs. La figure 6.2 présente les résultats obtenus pour un milieu inhomogène simulé avec des inclusions de 8.7 mm de diamètre et trois fois plus molles que l'entourage. Sur cette figure, l'élastogramme montre la présence des inclusions molles, qui se traduit par un «*colormap*» inversé comparativement à l'élastogramme présenté pour les inclusions rigides.

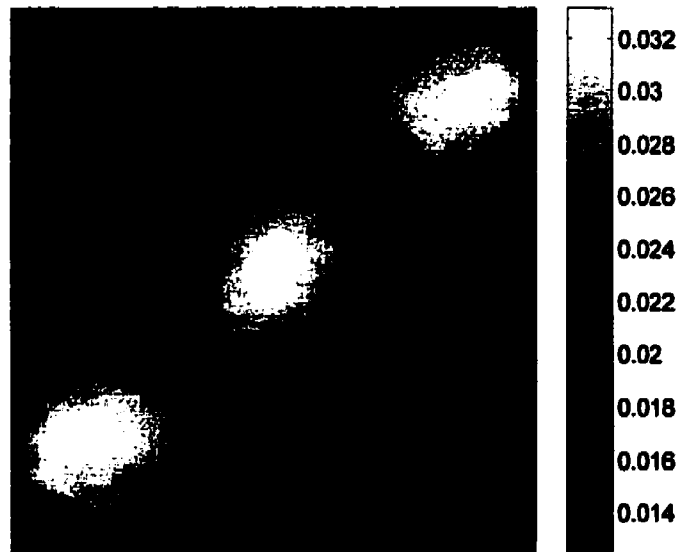


Figure 6.2 Elastogramme obtenu de la simulation d'un milieu inhomogène avec 3 inclusions 3 fois moins rigides que l'entourage. La compression appliquée est 2%, la fenêtre a les dimensions $TA_0 \times TL_0$ (soit 3.3×3.5 mm) et la fréquence est de 5 MHz.

À ce stade-ci, nous envisageons plusieurs améliorations qui pourraient compléter cette étude. Il serait probablement utile de traiter un nombre plus élevé de données avec d'autres transducteurs pour confirmer ces résultats. Éventuellement, il serait aussi important de traiter d'autres géométries pour étudier la dépendance, s'il y a lieu, de la taille de fenêtre envers la dimension et la forme des structures à détecter. Par exemple, dans le cas des microcalcifications mammaires, on peut retrouver des structures dispersées, allongées, etc.

D'autre part, tout au long de ce travail, nous avons considéré un pas fixe de déplacement de la fenêtre pour le balayage des sonogrammes; ce paramètre détermine le chevauchement axial et latéral entre les fenêtres et influence la résolution des images de

déformations. Nous pensons que l'étude de ce paramètre serait d'une grande importance, étant donné qu'il a un lien direct avec la taille de la fenêtre de mesure. Il serait intéressant d'étudier son impact sur la résolution des images de déformation.

Finalement, nos résultats ont montré que la taille axiale de la fenêtre de mesure dépend, entre autres, de la compression appliquée. Toutefois la compression, dans la région d'intérêt, induit une déformation qui dépendrait de la rigidité des différentes structures. En guise d'exemple, on a vu que les inclusions trois fois plus rigides que le milieu ambiant se déformaient trois fois moins. Il serait donc très intéressant, voire important, de jumeler aux estimateurs de mouvement un modèle adaptatif de taille de la fenêtre. Ceci pourrait être implanté de façon itérative, c'est-à-dire qu'une première itération permettrait une localisation globale des diverses structures, alors que la seconde itération verrait à optimiser la détection.

Bibliographie

- AKYAMA, I., HAYAMA, A., AND NAKAJIAMA, M. (1986). Movement analysis of soft tissues by speckle patterns' fluctuation. JSUM Proc., 615-616.
- ALEXANDER, P.S. AND ELLIOTTE, B.M. (1983). Anatomie et physiologie : une approche intégrée. Édition du renouveau pédagogique INC.
- ANDERSON, W.A.D. (1953). Pathology, C.V. Mosby Co., St. Louis.
- BAMBER, J. C. AND DICKINSON, R. J. (1980). Ultrasonic B-Scanning : A computer simulation. Phys. Med. Biol., 25(3), 463-479.
- BERGET, G.E.P.L. (1991). Intérêt et méthodologie de l'échographie quantitative. Journal de médecine nucléaire et biophysique, 15 (2), 161-172.
- BILGEN, M. AND INSANA, M.F. (1997a). Error analysis in acoustic elastography.I. Displacement estimation. Acoustical Society of America, 101(2), 1139-1146.
- BILGEN, M. AND INSANA, M.F. (1997b). Error analysis in acoustic elastography.II. Strain estimation and SNR analysis. Acoustical Society of America, 101(2), 1147-1154.
- CÉSPEDES, H., OPHIR, J., PONNEKANTI, H., AND MAHLAD, N. (1993). Elastography : elasticity imaging using ultrasound with application to muscle and breast in vivo. Ultrasonic Imaging, 15, 73-88.
- CÉSPEDES, I., OPHIR, J., AND KAISAR, A.S. (1997). Combined effect of signal decorrelation and random noise on the variance of time delay estimation. IEEE

Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 44(1), 220-225.

CHATURVEDI, P., INSANA, M.F., AND HALL, T. (1998). Two dimensional companding for noise reduction in strain imaging. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 45(1), 179-191.

CHRISTENSEN, D.A. (1988). Ultrasonic bioinstrumentation. John Wiley & Sons, New York.

DE KORTE, C.L., VAN DER STEEN, A.F.W., CESPEDES, E.I., AND PASTERKAMP, G. (1998). Intravascular ultrasound elastography in human arterials : Initial experience in vitro. Ultrasound in Med. & Biol., 24(3), 401-408.

DICKINSON, R. J. (1982a). A computer model for speckle in ultrasound images : Theory and application. Acoustical Imaging, 10, 115-129.

DICKINSON, R. J. AND HILL, C. R. (1982b). Measurement of soft tissue motion using correlation between A-scans. Ultrasound in Med. & Biol., 8(3), 263-271.

ENGEL, J. (1997). Le cancer du sein et autres maladies du sein. Guy Saint-Jean.

FUNG, Y.C. (1981). Biomechanical properties of living tissues. New York : Springer Verlag, 196-260.

GARRA, B.S., KRASNER, B.H., HORII, S.C., ASCHER, S., MUN, S.K., AND ZEMAN, R.K. (1993). Improving the distinction between benign and malignant breast lesions : the value of sonographic texture analysis. Ultrasonic Imaging, 15, 267-285.

- GARRA, B.S., CÉSPÉDES, I., OPHIR, J., SPRATT, S.R, ZUURBIER, R.A, MAGNANT, C.M., AND PENNANEN, M.F. (1997). Elastography of breast lesions : Initial clinical results. Radiology, 202, 79-86.
- HEIN, I.A. AND O'BRIEN, W.D. (1993). Current time-domain methods for assessing tissue motion by analysis from reflected ultrasonic echo – A review. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 40(2), 84-101.
- INSANA, M.F., COOK, L.T., BILGEN, M., CHATURVEDI, P., AND ZHU, Y. (1999). Maximum-likelihood approach to strain imaging using ultrasound. J. Acoust. Soc. Am. 2000. 107(3), 1421-34.
- JACKSON, V.P. (1990). The role of US in breast imaging. Radiology, 177, 305-311.
- KALLEL, F., BERTRAND, M., AND OPHIR, J. (1996). Fundamental limitations on the contrast-transfer efficiency in elastography : an analytic study. Ultrasound in Med. & Biol., 22(4), 463-470.
- KALLEL, F., BERTRAND, M., OPHIR, J., AND CÉSPÉDES, I. (1996). Advances in tissue elasticity reconstruction using linear perturbation method. Acoustical imaging, 22, 267-277.
- KALLEL, F. (1995). Propriétés élastiques des tissus mous à partir de l'analyse des changements spatio-temporels dans les signaux ultrasonores. Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal, Canada.
- KONOFAGOU, E., DUTTA, P., OPHIR, J., AND CESPÉDES, I. (1996). Reduction of stress nonuniformities by apodisation of compressor displacement in elastography. Ultrasound in Med. & Biol., 22(9), 1229-1236.

- KROUSKOU, T.A., DOUGHERTY D.R., AND LEVINSON, F.S. (1987). A pulsed doppler ultrasonic system for making non-invasive measurements of the mechanical properties of soft tissue. J. Rehabil. Res. Dev., 24, 1-8.
- LAMARQUE, J.L. ET BOYER, L. (1991). Mammographie : techniques, sémiologie, dépistage. Édition Pradel.
- LE MEHAUTE, B. (1976). An introduction to hydrodynamics & water waves. Springer-Verlag, New York Inc., 18-20.
- MAURICE, R.L. (1998). Étude de la dynamique de la granularité échographique en relation avec la dynamique des tissus biologiques. Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal, Canada.
- MAURICE, R.L., AND BERTAND, M. (1999). Lagrangian speckle model and tissue motion estimation – Theory. IEEE Transactions on Medical Imaging, 18(7), 593-603.
- MCDICKEN, W.N. (1981). Diagnostic ultrasonics : principle and use of instruments. 2nd edition, John Wiley & Sons.
- MEUNIER, J. (1989). Analyse dynamique des textures d'échocardiographies bidimensionnelles du myocarde. Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal, Canada.
- OOSTERVELD, B.J., THIJSEN, J.M., AND VERHOEF, W.A. (1985). Texture of B-mode echograms : 3-D simulation and experiments of the effects of diffraction and scatterer density. Ultrasonic imaging, 7, 142-160.

- OPHIR, J., CÉSPEDES, I., YAZDI, Y., AND LI, X. (1991). Elastography : a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. Ultrasonic Imaging, 13, 111-134.
- PARKER, K.J., HUANG, S.R., MUSLIN, R.A., AND LERNER, R.M. (1990). Tissue response to mechanical vibrations for 'sonoelasticity imaging'. Ultrasound in Med. and Biol., 16, 241-246.
- PETERS, M.E., VOEGELI, D.R., AND SCANLAN, K.A. (1989). Breast imaging. Churchill Livingstone.
- POISSON, R. (1997). Le cancer du sein sans mutilation. Méridien, Montréal.
- PONNEKANTI, H., OPHIR, J., AND CÉSPEDES, I. (1992). Axial stress distributions between coaxial compressors in elastography : an analytical model. Ultrasound in Med. & Biol., 18(8), 667-673.
- PONNEKANTI, H., OPHIR, J., HUANG, Y., AND CÉSPEDES, I. (1995). Fundamental mechanical limitations on the visualization of elasticity contrast in elastography. Ultrasound in Med. & Biol., 21(4), 1-11.
- RAMAMURTHY, B.S., AND TRAHEY, G.E. (1991). Potential and limitations of angle-independent flow detection algorithms using radio-frequency and detected echo signals. Ultrasonic Imaging, 13, 252-268.
- ROMIJN, R.L., THIJSEN, J.M., AND VAN BEUNINGEN, G.W. (1989). Estimation of scatters size from backscattered ultrasound : a simulation study. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 36(6), 593-606.

- SAADA, A.S. (1989). Elasticity : theory and application. Krieger.
- SARVAZIAN, A.P. AND SKOVORODA, A.R. (1991). Tissue characterization in medical imaging in term of viscoelastic properties. Abstract of 6th World Congress in Ultrasound, Copenhagen.
- SHUNG, K.K. AND THIEME, G.A. (1993). Ultrasonic scattering in biological tissues, CRC Press, Ann Arbor.
- SKOVORODA, A.R., EMILIANOV, S.Y., AND O'DONNELL, M. (1995). Tissue elasticity reconstruction based on ultrasonic displacement and strain images. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 42(4), 747-764.
- SOUALMI, L. (1998). Caractérisation des propriétés élastiques de la paroi artérielle par ultrasonographie endovasculaire. Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal, Canada.
- STAVROS, T.A., THICKMAN, D., CYNTHIA L.R., DENNIS, M.A., STEVE, H.P., AND GALE A.S. (1995). Solid Breast Nodules : Use of sonography to distinguish between benign and malignant lesions. Radiology, 196 (1), 123 - 134.
- TRAHEY, G.E., ALLISON, J.W., AND VON ROMM, O.T. (1987). Angle independent ultrasonic detection of blood flow. IEEE Trans. Biomed. Eng., 34(12), 965-967.
- VARGHESE, T., BILGEN, M., AND OPHIR, J. (1998). Multiresolution imaging in elastography. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 45(1), 65-75.

- VARGHESE, T. AND OPHIR, J. (1997). Enhancement of echo-signal correlation in elastography using temporal stretching. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 44(1), 173-180.
- VARGHESE, T., OPHIR, J., AND CÉSPÉDES, I. (1996). Noise reduction in elastograms using temporal stretching with multicompression averaging. Ultrasound in Med. & Biol., 22(8), 1043-1052.
- WALZ, M., TEUBNER, J., AND GEORGI, M. (1994). Elasticity of benign and malignant breast lesions. Madjar H., Teubner J, Hackelöer B-J. Breast Ultrasound Update. Basel, Karger, 91-98.
- ZHU, Y., CHATURVEDI, P., AND INSANA, M.F. (1999). Strain imaging with a deformable mesh. Ultrason Imaging, 21(2), 127-46.